

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

**Desenvolvimento tecnológico de um dispositivo
de coleta de sinais sEMG aplicado à avaliação
da doença de *Parkinson***

Autor: Ithallo Junior Alves Guimarães
Orientadora: Dra. Lourdes Mattos Brasil
Coorientador: MSc. Roberto Aguiar Lima

Brasília, DF
2017



Ithallo Junior Alves Guimarães

**Desenvolvimento tecnológico de um dispositivo de coleta
de sinais sEMG aplicado à avaliação da doença de
*Parkinson***

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientadora: Dra. Lourdes Mattos Brasil

Coorientador: MSc. Roberto Aguiar Lima

Brasília, DF

2017

Ithallo Junior Alves Guimarães

Desenvolvimento tecnológico de um dispositivo de coleta de sinais sEMG aplicado à avaliação da doença de *Parkinson*/ Ithallo Junior Alves Guimarães. – Brasília, DF, 2017-

69 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientadora: Dra. Lourdes Mattos Brasil

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2017.

1. Instrumentação Biomédica. 2. Sinais de sEMG. 3. Doença de *Parkinson*.
I. Dra. Lourdes Mattos Brasil. II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Desenvolvimento tecnológico de um dispositivo de coleta de sinais sEMG aplicado à avaliação da doença de *Parkinson*

CDU 02:141:005.6

Ithallo Junior Alves Guimarães

**Desenvolvimento tecnológico de um dispositivo de coleta
de sinais sEMG aplicado à avaliação da doença de
*Parkinson***

Monografia submetida ao curso de graduação
em Engenharia Eletrônica da Universidade
de Brasília, como requisito parcial para ob-
tenção do Título de Bacharel em Engenharia
Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 18 de dezembro de 2017:

Dra. Lourdes Mattos Brasil
Orientadora

MSc. Roberto Aguiar Lima
Coorientador

**Dra. Vera Regina Fernandes da Silva
Marães**
Banca examinadora

Brasília, DF
2017

*Este trabalho é dedicado àqueles que um dia sonharam grande
e não desistiram de seus sonhos até alcançá-los.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus que, independentemente de minha dificuldade inata em aceitá-lo, desempenha um papel fundamental na vida daqueles que me são importantes e eu reconheço essa crença como algo importante.

Agradeço aos meus pais, que sempre deram suporte para minhas loucas ideias e com os quais eu sempre pude contar.

Agradeço a minha orientadora, que devido as muitas cobranças me possibilitou aprender bastante e também crescer como pessoa.

Agradeço ao meu coorientador, que disponibilizou tempo para me ensinar e me passar conhecimentos de uma vida inteira.

Agradeço a banca pela disponibilidade.

Agradeço ao meu grupo de pesquisas OHPERA, que me deu suporte e muitos amigos.

Agradeço aos meus colegas, amigos e professores da universidade, que com os quais pude aprender bastante.

Agradeço a universidade pela oportunidade de dar seguimento ao meu sonho de um dia me tornar engenheiro.

Resumo

O presente trabalho de conclusão do curso de Engenharia Eletrônica visa construir um aparelho que facilite a coleta de sinais eletromiográficos de superfície (sEMG) em pacientes portadores da doença de *Parkinson* (DP). Para tanto, objetiva-se por construir um aparelho pequeno, capaz de operar sem a necessidade de fios conectados ao mesmo e totalmente energizado por baterias. Isso pretende ser feito de modo a se reduzir a ansiedade e o estresse causados pela quantidade de fios durante uma coleta de sinais, permitindo que o paciente sinta-se mais seguro e confiante e acabe agindo de forma mais natural durante as coletas. Para a construção de tal dispositivo, foram levadas em consideração tanto a amplitude e a frequência do sinal de sEMG como os efeitos da DP nesses sinais. Durante o projeto dos filtros objetivou-se por interferir minimamente com o sinal coletado. Por isso não se utilizou de um filtro *notch* para a remoção da frequência da rede, uma vez que isso altera a forma do sinal. Foram projetados tanto a parte analógica de coleta e condicionamento do sinal quanto a parte digital de conversão, transmissão e visualização do sinal em questão. Como resultado, tem-se um dispositivo deveras compacto, alimentado por duas baterias de 3 volts, com cabos mínimos e capaz de realizar a transmissão sem fio dos sinais.

Palavras-chaves: Instrumentação Biomédica, Sinais de sEMG, Doença de *Parkinson*

Abstract

This final project report presented as part of the duties to obtain a degree in Electrics Engineering aims to develop a device that facilitates the acquisition of surface electromyographic signals (sEMG) in subjects with Parkinson Disease (PD). Thus, it is presumed to produce a small device, capable of wireless operation, and also fully powered by internal batteries. This expects the reduction of the amount of anxiety and stress in the subjects due to the many cables laying back and forth during the signal acquisition. Then, it hopes to get the subjects calm and confident, and therefore acting as there were no sensor plugged to the them. In order to build such device, both sEMG amplitude and frequency and the PD effects on the signal were accounted. The filter design was made in such way to cause minimal interference with the signal. It was the reason why no notch filter was used to remove power line hum, since it also distorts the signal. This projects contemplates the analog design to gather and condition the raw signal as well as the digital part of converting, transmitting and visualising it. As a result of this project, there is a very compact device, powered by two 3 volts coin cells, with very short cables, and capable of wireless data transmission.

Key-words: Biomedical Instrumentation, sEMG Signals, Parkinson Disease

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustração da miofibrila e das estruturas ao seu redor (Netter Anatomy Illustration Collection,).	18
Figura 2 – Representação típica de um amplificador operacional (HOROWITZ; HILL, 1989).	25
Figura 3 – Limitação da saída de um amplificador operacional pela sua tensão de alimentação (ALEXANDER; SADIKU, 2013).	26
Figura 4 – Amplificador inversor (Imagem do autor).	28
Figura 5 – Amplificador não inversor (Imagem do autor).	29
Figura 6 – Seguidor unitário (Imagem do autor).	29
Figura 7 – Amplificador somador inversor com três entradas (Imagem do autor).	30
Figura 8 – Amplificador diferencial (ALEXANDER; SADIKU, 2013).	30
Figura 9 – Amplificador de instrumentação. Adaptado de Alexander e Sadiku (2013).	31
Figura 10 – Filtro passa-bandas. Adaptado de Lacanette (1991).	33
Figura 11 – Filtro <i>notch</i> . Adaptado de Lacanette (1991).	33
Figura 12 – Filtro passa-baixas. Adaptado de Lacanette (1991).	34
Figura 13 – Filtro passa-altas. Adaptado de Lacanette (1991).	34
Figura 14 – Alteração de fase provocada pelo filtro passa-tudo (LACANETTE, 1991).	34
Figura 15 – Exemplos de eletrodos (Imagem do autor).	38
Figura 16 – Exemplo do protocolo SENIAM para o bíceps braquial. Adaptado de SENIAM (1999).	39
Figura 17 – Gráfico da variação do CMRR para o INA118 (Texas Instruments, 2016).	40
Figura 18 – Gráfico da variação do ganho para o INA118 (Texas Instruments, 2016).	40
Figura 19 – Gráfico da variação do PSRR para o INA118. À esquerda para valores positivos e à direita para o negativos. Adaptado de Texas Instruments (2016).	40
Figura 20 – Tamanho do ATtiny85 quando comparado com uma chave (Imagem do autor).	42
Figura 21 – Esquemático dos pinos do ATtiny85. Adaptado de Atmel (2013).	42
Figura 22 – Passos a serem seguidos para construção do aparelho de sEMG (Imagem do autor).	43
Figura 23 – Primeiro protótipo, sem CIs nos soquetes (Imagem do autor).	46
Figura 24 – Estrutura interna do INA106 (Texas Instruments, 2003).	47
Figura 25 – Segundo protótipo (Imagem do autor).	48
Figura 26 – Resposta do filtro <i>notch</i> em decibéis (Imagem do autor).	48
Figura 27 – Protótipo construído sendo aplicado em <i>toy problem</i> que verifica se a mão do usuário está aberta ou fechada (Imagem do autor).	49

Figura 28 – Um dos testes dos circuitos em laboratório (Imagem do autor).	51
Figura 29 – Processo de construção da versão final (Imagem do autor).	52
Figura 30 – Versão final do dispositivo (Imagem do autor).	53
Figura 31 – Posicionamento dos eletrodos (Imagem do autor).	54
Figura 32 – Sinal captado pela versão final do dispositivo (Imagem do autor). . . .	54

Lista de tabelas

Tabela 1 – Estadiamento da DP pela escala Hoehn & Yahr. Adaptado de Gago (2014).	23
Tabela 2 – Características de algumas topologias dos conversores Adaptado de Texas Instruments (2009).	35
Tabela 3 – Comparação entre os aparelhos utilizados em diversos artigos.	37
Tabela 4 – Comparação entre os aparelhos utilizados em diversos artigos, continuação	37
Tabela 5 – Dados encontrados para a aplicação escolhida.	41
Tabela 6 – Resultados aproximados dos parâmetros para o ganho obtido.	49
Tabela 7 – Frequências de corte e componentes	50

Lista de abreviaturas e siglas

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
CI	Circuito Integrado
CMRR	<i>Common mode Rejection Ratio</i>
DP	Doença de <i>Parkinson</i>
IEC	<i>International Electrotechnical Commission</i>
NBR	Norma Brasileira
RMS	<i>Root Mean Square</i>
SAR	<i>Successive Approximation</i>
sEMG	<i>Surface Electromyography</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>
SMD	<i>Surface-mount device</i>
PSRR	<i>Power Supply Rejection Ratio</i>
UPDRS	<i>Unified Parkinson's Disease Rating Scale</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Preâmbulo	14
1.2	Justificativa	14
1.3	Objetivos	15
1.4	Trabalhos correlatos	15
2	A ELETROMIOGRAFIA DE SUPERFÍCIE	16
2.1	Definição	16
2.2	Breve Histórico da Eletromiografia	16
2.3	Funcionamento dos músculos e origem do sinal	17
2.4	Relações do sinal	19
2.5	Impedância da pele	19
2.6	Largura de banda do sinal e amplitude	19
2.7	Usos	20
3	A DOENÇA DE <i>PARKINSON</i>	21
3.1	Definição	21
3.2	Diagnóstico e sintomas	22
3.2.1	Algumas escalas da DP	22
3.3	DP e sEMG	23
4	INSTRUMENTAÇÃO ELETRÔNICA	25
4.1	Amplificadores operacionais e suas características	25
4.1.1	Características em circuitos com amplificadores operacionais	27
4.1.2	Circuitos básicos com amplificadores operacionais	28
4.2	Filtros	31
4.2.1	Capacitores e indutores	32
4.2.2	Filtros básicos	33
4.3	Conversor Analógico - digital	34
4.3.1	Técnicas de conversão	35
4.3.2	Taxa de amostragem	35
5	AQUISIÇÃO DO SINAL E DESENVOLVIMENTO DO APARELHO DE SEMG	36
5.1	Normas técnicas, legislação e proteção do paciente	36
5.2	Características de alguns aparelhos existentes no mercado	37

5.3	Tipos de Eletrodo	38
5.4	Posicionamento dos Eletrodos e preparação	38
5.5	Tecnologias empregadas	39
5.5.1	Amplificação de sinais e acondicionamento	39
5.5.2	Digitalização e pré-processamento	41
5.5.3	Transmissão de sinais	42
5.5.4	Programação	42
6	METODOLOGIA	43
6.1	Etapas	43
6.2	Compreensão do problema	44
6.3	Construção eletrônica do dispositivo	44
6.4	Processamento digital e análise	45
6.5	Teste e validação	45
6.6	Passos para inserção no mercado	45
7	RESULTADOS	46
7.1	Resultados preliminares	46
7.1.1	Primeira versão	46
7.1.2	Segunda versão	47
7.2	Resultado final	49
7.2.1	Aquisição do sinal	49
7.2.2	Filtragem e nivelamento (<i>offset</i>) do sinal	50
7.2.3	Digitalização do sinal transmissão	51
7.2.4	Integração	52
7.3	Publicações	54
7.4	Passos futuros e considerações finais	55
	REFERÊNCIAS	56
	ANEXOS	60
	ANEXO A – ESCALA UPDRS	61

1 Introdução

1.1 Preâmbulo

A sEMG (sigla em inglês de *Surface Electromyography* - eletromiografia de superfície) representa um grupo de sinais amplamente utilizados em práticas da área da saúde que é composto pela soma do volume de sinais conduzidos durante uma dada contração muscular (CRISWELL, 2011). Representando, assim, a atividade elétrica do músculo.

A DP (doença de *Parkinson*) foi descrita pela primeira vez em 1817 por um médico inglês de mesmo sobrenome e, mesmo após tanto tempo, ainda tem suas causas desconhecidas. Atualmente, ela afeta cerca de 1% da população mundial com mais de 65 anos (GAGO, 2014).

Assim sendo, pode-se buscar associações entre os dois temas, como feito, por exemplo, por Meigal et al. (2009) e Ruonala et al. (2014), que mostraram a existência dessa relação e, a partir disso, construir um dispositivo de coleta de sinais de sEMG que possa ser utilizado de maneira mais fácil em pacientes portadores da DP, bem como em outras áreas que necessitem da coleta de sinais de sEMG.

1.2 Justificativa

A ideia motriz por trás desse projeto vem da realidade por trás das coletas de sEMG, bem como de conclusões da leitura de outros trabalhos que mostram a relação entre os dois temas.

Logo, este trabalho se justifica pelos seguintes fatos:

- Existência de alterações no sinal de sEMG provocado pela DP (RUONALA et al., 2014);
- Percepção de que a tecnologia de sEMG ainda possui um alto custo, o que dificulta o surgimento de mais grupos de estudo do mesmo;
- A existência de fios dificulta a realização de coletas de um modo geral (e.g. aumentando o ruído observado). Supõe-se que isso aumente a ansiedade e o estresse em pacientes com DP, que prejudica as coletas;
- Entende-se que sensores de menor tamanho e sem fios facilitem a coleta dos sinais e também, uma vez que isso deixa o paciente mais livre, o que dá mais naturalidade ao seu movimento.

1.3 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo a construção de um eletromiógrafo de superfície que possa ser aplicado à avaliação da DP.

Assim, os objetivos específicos são:

- Aprofundar o conhecimento das normas técnicas e de segurança para equipamentos biomédicos;
- Compreender o sinal de sEMG e sua relação com a PD;
- Projetar um sistema eletrônico para coleta de sinais de sEMG;
- Converter sinais de sEMG para o domínio digital;
- Transmitir os sinais de sEMG sem se utilizar de fios;
- Visualizar sinais de sEMG coletados;
- Testar o sistema de sEMG.

1.4 Trabalhos correlatos

Não foram observados trabalhos que se voltavam ao desenvolvimento de aparelhos de sEMG para portadores de DP. Nos estudos observados que relacionavam os dois assuntos, os pesquisadores se utilizavam de aparelhos convencionais, que, em alguns casos, eram sem fio.

Por trabalhos correlatos, diz-se o trabalho de [Andrade \(2007\)](#) que construiu um aparelho de sEMG para aplicar em uma prótese motora ativa. O trabalho de [Kaminski \(2011\)](#) também se correlaciona, porém não foi publicado no meio científico.

2 A eletromiografia de superfície

2.1 Definição

A sEMG pode ser definida como uma maneira não invasiva de analisar a atividade elétrica muscular por meio do uso de eletrodos de prata ou cloreto de prata acoplados ao corpo ([ALVES et al., 2015](#)).

A eletromiografia, como um campo mais amplo da eletromiografia de superfície, pode ser definida como o campo que se especializou em mensurar a energia dos músculos, analisar os dados assim obtidos e fazer os resultados disto visualizáveis ([CRISWELL, 2011](#)).

Por outro lado, a eletromiografia também pode ser dita como sendo “uma forma indireta de se identificar o tempo e a intensidade relativa da função muscular pela gravação dos sinais de ativação”([PERRY; BURNFIELD, 2010](#)). Todas essas definições levam a mesma essência, de que se possui sinais que carregam informações úteis e, ao poderem ser gravados e analisados, algum significado pode ser derivado desses sinais.

2.2 Breve Histórico da Eletromiografia

A história da sEMG (e, assim, a da própria eletromiografia) remonta a própria descoberta da eletricidade e da própria habilidade de se ver por meio instrumentos ([CRISWELL, 2011](#)). A descoberta da eletromiografia pode ser rastreado até o meio do século XVII, durante a descoberta de que um grupo de músculos extremamente especializados eram a fonte da eletricidade de uma raia elétrica ¹([WU, 1984](#)).

Mais tarde, durante a segunda metade do século XVIII, foi demonstrado por Walsh que o tecido muscular das enguias poderia gerar fagulhas elétricas. Porém, foi somente no final daquele século que Galvani conseguiu evidências que comprovaram relação direta entre a contração dos músculos e a eletricidade ([CRISWELL, 2011](#)).

Após a invenção do galvanômetro, um aparelho que mede correntes elétricas, no início do século XIX, foi possível para Matteucci demonstrar a diferença de potencial entre o nervo de uma rã e o seu músculo. Naquele mesmo século, Du Bois-Reymond realizou um experimento que mostrava a existência de atividade elétrica em músculos humanos, durante contrações voluntárias ([DU BOIS-REYMOND, 1849](#)).

¹ Peixe da ordem dos Torpediniformes que possuem poderosos órgãos elétricos derivados dos seus músculos branquiais e, assim, localizados na região da cabeça ([NELSON; GRANDE; WILSON, 2016](#)).

Já durante o século XX, diversos estudos foram realizados e, devido aos avanços, pesquisadores começaram a usar a eletromiografia de forma mais ampla para estudar as funções normais e anormais dos músculos, bem como para estudar a dinâmica do movimento (CRISWELL, 2011).

Apesar desses avanços, as coletas de sinais de sEMG ainda eram reféns das chamadas “salas de cobre”, que eram utilizadas para se atenuar o ruído do ambiente de coleta e eliminá-lo, assim, da coleta. Deste modo, a evolução do uso de sEMG está fortemente atrelada ao desenvolvimento da eletrônica, que resultou na eliminação da necessidade de uso de tal aparato após a introdução do amplificador diferencial (explicado melhor no capítulo sobre Instrumentação eletrônica) por engenheiros biomédicos durante a década de 1950 (CRISWELL, 2011).

Logo depois da segunda metade do século XX, o uso clínico da eletromiografia para tratar distúrbios mais específicos teve início. Assim ocorreu o surgimento de um método clínico para captura de sinais de diversos músculos por meio de um dispositivo de coleta de sinais de sEMG de bolso (CRISWELL, 2011; CRAM; STEGER, 1983).

2.3 Funcionamento dos músculos e origem do sinal

O corpo humano é composto por mais de 600 músculos, sendo que entre 70% e 80% do peso bruto do corpo é composto por eles (exceto em casos de obesidade extrema). Deste modo, os músculos são os maiores consumidores de energia do corpo (CRISWELL, 2011; FERREIRA, 2005).

Os músculos são compostos internamente por compartimentos, assim, em vez de serem apenas uma unidade, muitos músculos são compostos de séries de compartimentos menores alinhados na mesma direção, ou em direções que pouco diferem uma da outra. (CRISWELL, 2011). Esses compartimentos são as chamadas fibras musculares, que são células alongadas e multinucleadas (FERREIRA, 2005).

Essas fibras musculares são compostas por proteínas contráteis (i.e. miosina e actina), as quais formam filamentos grossos e finos dispostos paralelamente nas miofibrilas (unidades que compõem as fibras). A Figura 1 mostra as miofibrilas e as estruturas ao seu redor. As miofibrilas também se encontram alinhadas em paralelo e apresentam um padrão de bandas claras e escuras dispostas em série, que formam o padrão estriado desses músculos (FERREIRA, 2005).

A contração muscular é dada pela ativação das fibras musculares em sua tendência a se encurtar. Isso ocorre quando o cálcio citosólico ($[Ca^{2+}]_i$) aumenta e dá início a uma série de eventos que resultam na interação entre a miosina e actina e que geram o deslizamento da última sobre o filamento grosso e o encurtamento dos sarcômeros (limites

laterais da unidade contrátil) em série (FERREIRA, 2005).

O sinal eletromiográfico é formado pela soma dos sinais dos potenciais de ação de grupos de fibras musculares quando organizadas em unidades funcionais (as chamadas unidades motoras) (De Luca et al., 2006).

Potenciais de ação são gerados por cada uma das unidades motoras durante uma dada contração, de modo que em qualquer padrão, as populações de unidades motoras sejam chamadas de forma assíncrona. Essa forma de ativação assíncrona resulta em um movimento mais suave e gracioso. O sinal captado pelos eletrodos de aparelhos de sEMG é constituído pela soma das atividades que constituem o sinal conduzido (CRISWELL, 2011).

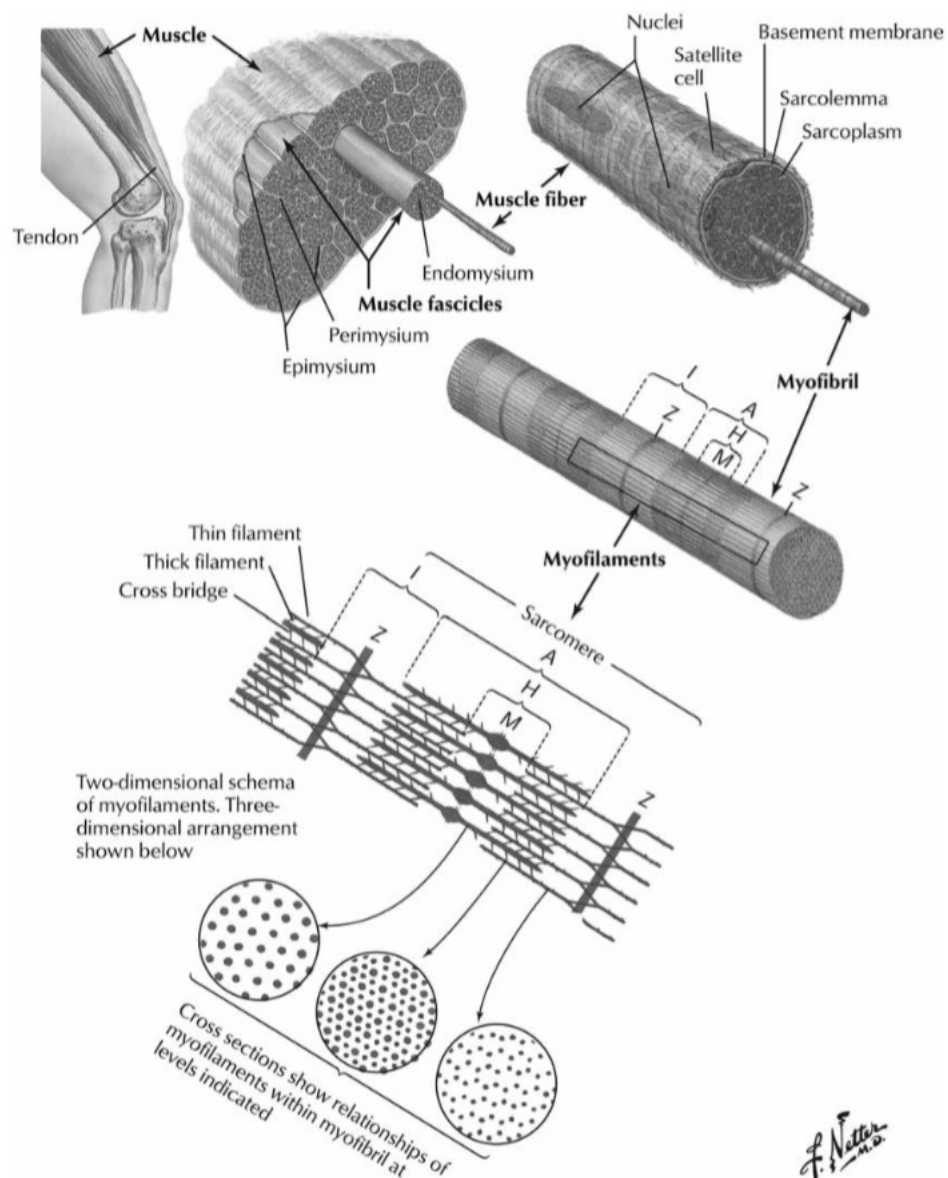


Figura 1 – Ilustração da miofibrila e das estruturas ao seu redor (Netter Anatomy Illustration Collection,).

2.4 Relações do sinal

De forma geral, a amplitude do sinal de sEMG não é igual a força aplicada. Isso foi observado pela ausência de uniformidade dos resultados em estudos que visavam demonstrar isso, de modo que a dispersão da média em testes com pacientes em contração chega a aproximadamente 25%. Este fato é provavelmente relacionado com os diferentes níveis de condicionamento dos músculos entre os pacientes. Além disso, também foi observado que a curva de força varia de acordo com o músculo estudado (CRISWELL, 2011).

Outra relação que pode ser citada é que a existência de tecido adiposo entre o eletrodo e o músculo resulta em uma absorção do sinal, o que torna o sinal captado mais fraco. Isso ocorre de modo que quanto mais grossa for a camada de tecido adiposo, menor será a quantidade de sinais alcançando os eletrodos (CRISWELL, 2011).

2.5 Impedância da pele

Para que se possa captar os sinais de sEMG, é necessário o contato entre eletrodo e pele. Esse meio de contato se torna algo de extrema importância e que requer bastante atenção no momento em que se observa que a impedância da pele pode variar com o grau de hidratação da mesma, quantidade de células mortas, de gordura presente, etc. e que isso modifica os valores coletados (CRISWELL, 2011).

Devido a isso, é importante manter a impedância da região de contato tão baixa quanto possível e também equilibrada entre os dois eletrodos. Isso geralmente é feito por meio de uma abrasão vigorosa da pele, limpeza com álcool da mesma, bem como pela realização da tricotomia. Isso deve ser feito de modo que se obtenha um sinal limpo (CRISWELL, 2011; SENIAM, 1999).

A ausência desse cuidado pode resultar com o sinal exibido pelo aparelho sendo afetado pela frequência do sinal da rede elétrica, devido a sua interação com a impedância da pele (CRISWELL, 2011). Assim, Criswell (2011) faz uma regra: “À impedância de entrada do pré-amplificador do sEMG deve ser de 10 a 100 vezes maior que a impedância do contato eletrodo - pele”. Sendo que, de forma geral, quanto maior a impedância da entrada do pré-amplificador, melhor (CRISWELL, 2011).

2.6 Largura de banda do sinal e amplitude

A definição da banda do sinal é parte fundamental do projeto de um equipamento de coleta de sinais de sEMG, sendo até mesmo considerada uma arte (CRISWELL, 2011). Essa definição é necessária para a construção dos filtros utilizados no equipamento, bem como para a definição da frequência de amostragem do sinal.

De acordo com [Luca \(2002\)](#), o sinal de sEMG tem uma amplitude que varia entre 0 e 10 milivolts (pico a pico), ou mesmo, 0 a 1,5 milivolts RMS (sigla do inglês para *Root Mean Square* - raiz do valor quadrático médio ou valor eficaz), sendo que a energia dominante do sinal se encontra entre 50 e 150 hertz.

As frequências do sinal de sEMG, quando captado por eletrodos de superfície ou por meio de eletrodos invasivos (agulhas), variam entre 2 hertz e 500 hertz ([PRUTCHI; NORRIS, 2005](#)). Por outro lado, o sinal de sEMG é filtrado tipicamente entre 20 hertz e 300 hertz, de modo que se elimine, por exemplo, o ruído provocado pelo movimento dos fios (limite inferior), bem como o ruído do tecido no local em que o eletrodo é posicionado (limite superior) ([CRISWELL, 2011](#)).

2.7 Usos

Um dos exemplos clássicos de uso de sinais EMG é para controle de próteses ativas, como feito por [Andrade \(2007\)](#) em sua dissertação, ou pela *startup* situada no Reino Unido chamada *Open Bionics*.

Entretanto, ela possui diversas aplicações, desde planejamento de tratamento, verificação de progresso e resultados, reabilitação, esportes, entre outras ([CRISWELL, 2011](#)).

Já [Gopura e Kiguchi \(2012\)](#) propõe o uso de sinais de sEMG para o controle de exoesqueletos robóticos, neste caso, para auxílio dos membros superiores por meio de um controlador *fuzzy*-neural.

3 A doença de *Parkinson*

3.1 Definição

A DP é uma doença neurodegenerativa que é caracterizada pela incapacidade das células nervosas em produzir dopamina (neurotransmissor). Nos Estados Unidos ela afeta 60.000 cidadãos e estima-se que entre sete e dez milhões de pessoas vivam com esta doença ao redor do mundo ([JOSHI; KHAJURIA; JOSHI, 2017](#)).

Ela é uma doença progressiva que causa disfunções motoras, tais como movimentos oscilatórios e involuntários (os conhecidos tremores), lentidão nos movimentos (bradicinésia), aumento da rigidez muscular e instabilidade postural ([RISSANEN et al., 2007](#)).

Os sintomas de DP normalmente aparecem após os cinquenta anos de idade, mas isso não significa que pessoas mais jovens sejam imunes. Tanto homens quanto mulheres podem ser afetados e essa doença tem alcance global, entretanto, ela se mostra um pouco menos frequente na China e na África do que nos países ocidentais ([MARSDEN, 1994](#)).

Apesar de tudo, as causas da DP ainda permanecem desconhecidas. Diz-se que pode haver predisposição genética para a mesma, no tocante a indivíduos com maior vulnerabilidade a substâncias tóxicas. Algumas pesquisas indicam que ser exposto a um ambiente rural, que comumente possuem água de poço ou pesticidas, pode ser de alguma significância, apesar disso, nenhum tóxico ambiental foi identificado como causa ([MARSDEN, 1994](#)).

É também sabido que a DP causa perda de neurônios em diversas áreas do cérebro e dos núcleos na substância negra, as causas dessas perdas são ainda desconhecidas e podem variar de paciente para paciente e mesmo para as diferentes fases da doença. Um fato interessante sobre a DP é que, até o presente momento, nenhum tratamento se mostrou efetivo em influenciar o curso da doença ao proteger os neurônios ou ao atrasar a morte celular ([MARINO et al., 2011](#)).

A DP não aumenta o risco de morte em relação aos outros doentes que não a têm. Isso é dito supondo o que o melhor tratamento médico possível seja dado ao paciente, uma vez que as complicações causadas pela DP acabam por aumentar indiretamente a taxa de mortalidade. Para pacientes com PD, as principais causas de morte vão de infecções respiratórias, embolismo pulmonar, infecções urinárias até as complicações decorrentes de quedas e fraturas ([GAGO, 2014](#)).

3.2 Diagnóstico e sintomas

O tremor, que é característico da DP, afeta aproximadamente 70% dos pacientes, assim, muitos outros pacientes apresentam sintomas muito mais vagos, tais como dor sem causa sensorial e sensação de paralisia são frequentemente descritos. Também se observa que os membros do corpo são percebidos como fracos ou rígidos, bem como os músculos ficam doloridos e sensíveis. Além disso tudo, há dificuldade em escrever ou em realizar atividades repetitivas (e.g. escovar os dentes). Outros possíveis sintomas incluem fadiga, depressão, instabilidade postural e instabilidade na marcha do paciente e até mesmo perda de peso sem razão aparente (MARSDEN, (1994); GAGO (2014).

Outros sintomas para a DP incluem apatia, ansiedade, ataques de pânico, alucinações, alterações cognitivas, hipotensão ortostática, alterações urinárias e sexuais, salivação excessiva, seborreia e sudorese exageradas, alterações sensitivas, dor e fadiga. Além disso, a DP é marcada pela sua heterogeneidade, variando bastante de paciente para paciente, seja isso na forma de resposta aos medicamentos, seja a quantidade de complicações motoras (GAGO, 2014).

A existência desses sintomas mais vagos aumenta a quantidade de diagnósticos alternativos possíveis. Dores podem ser interpretadas como reumatismo, a tendência da doença em iniciar em apenas um lado do corpo pode sugerir um diagnóstico de hemiparesia, já a fadiga e a perda de peso sem razão aparente podem levar a sugestão de uma causa muito mais grave (MARSDEN, 1994).

Por causa dessas características, o diagnóstico da doença acaba por ocorrer de forma mais tardia, ocorrendo quando os traços mais característicos da doença são evidentes e o processo neurodegenerativo já avançou significativamente. O diagnóstico para a DP é clínico, assim, não há teste específico para o seu diagnóstico. Quando o paciente preenche completamente o critério clínico da doença, 60% a 70% dos neurônios da substância negra já sofreram degeneração e a dopamina do corpo estriado já se reduziu em 80%, o que sugere que os neurônios restantes da substância negra também foram alterados (MARSDEN, 1994; MARINO et al., 2011).

Considera-se portador de DP aqueles pacientes que possuírem dois dos quatro seguintes sintomas: tremor, bradicinesia, rigidez e instabilidade postural (RISSANEN et al., 2007).

3.2.1 Algumas escalas da DP

Escala Hoehn & Yahr

Comumente, o estadiamento da DP é feito através dessa escala. Ela reflete o modo como a doença evolui ao longo dos anos, indo de unilateralidade até bilateralidade dos sin-

tomas característicos, das perturbações na postura e na marcha (GAGO, 2014). A Tabela 1 mostra o estadiamento da DP de acordo com essa escala.

Tabela 1 – Estadiamento da DP pela escala Hoehn & Yahr. Adaptado de Gago (2014).

Estádio	Características clínicas
1	Doença unilateral
1,5	Doença unilateral e axial
2	Doença bilateral sem instabilidade postural
2,5	Doença bilateral; instabilidade postural ligeira, com recuperação no teste de retropulsão
3	Doença bilateral; instabilidade postural ligeira; independência física
4	Dificuldade significativa na marcha e na estabilidade postural, porém ainda capaz de realizar caminhadas sem ajuda
5	Incapaz de realizar caminhadas sem ajuda, preso a cadeira de rodas ou cama

UPDRS

A UPDRS (sigla em inglês para *unified Parkinson's Disease Rating Scale* - escala de classificação unificada da DP) se trata de uma escala para a DP que analisa fatores como atividade mental, comportamento, humor, atividades da vida diária (e.g. escrita, fala, etc), dentre outros diversos fatores para classificar a DP (WE MOVE , 2006). Devido ao seu tamanho, ela se encontra na seção de anexos deste trabalho (Anexo A).

3.3 DP e sEMG

Há um grande número de artigos publicados que se utilizam da sEMG em pacientes com DP e há um crescente interesse no uso dessa técnica com os mesmos. Isso se deve ao fato de que se trata de um método não invasivo, efetivo financeiramente e de que os dados podem ser coletados de forma relativamente fácil, sem complicações extremas (RUONALA et al., 2014).

Outra vantagem do uso da sEMG seria sua objetividade e facilidade em se quantificar um valor na análise da função motora. Entretanto, mesmo com tais características, a sEMG ainda é raramente utilizado na avaliação clínica para diagnóstico da DP (RIS-SANEN et al., 2007).

O estudo realizado por Ruonala et al. (2014) demonstrou que há diferenças notórias entre os sinais de sEMG de pacientes com DP e sem. Essas diferenças podem até mesmo

ser percebidas por inspeção visual, de modo que o sinal capturado de um portador de DP é desigual (contrariando a forma simétrica geralmente observada) e possui muitos pulsos de sinal ao ser comparada com o sinal de um paciente sem DP, chegando a poder separar os sinais por um discriminante linear (RUONALA et al., 2014).

Ruonala et al. (2014) também mostrou que se diferencia melhor os sinais em testes sem uso de levantamento de uma carga durante as coletas, de modo que os sinais de pacientes com DP em testes com carga se aproximam mais de pacientes normais. Isso se dá devido ao principal sintoma de DP, o tremer, desaparecer durante o levantamento de uma carga (RUONALA et al., 2014).

Meigal et al. (2009) demonstra que parâmetros tradicionais de análise de sinais de sEMG, como o valor RMS ou frequência mediana não diferem entre portadores de DP e não portadores. Também reforça que o uso de carga reduz diferenças nos sinais entre os grupos, tendo a maior diferença na ausência completa de cargas durante a flexão isométrica do cotovelo (MEIGAL et al., 2009).

Observa-se também, por meio de Meigal et al. (2009) , que a análise dos sinais como técnicas como a *Kurtosis* ¹, por exemplo, se correlacionam com os resultados da UPDRS (MEIGAL et al., 2009).

A análise espectral do sinal de sEMG em repouso mostra que há pulsos nos músculos, relacionados com o tremor característico da DP entre as frequências de 4 a 8 hertz (LUKHANINA; KARABAN; BEREZETSKAYA, 2011). Isso pode ser um fator importante durante o projeto de aparelhos voltados a coleta de sinais sEMG em portadores de DP.

¹ Momento central de ordem quatro que mede a semelhança da distribuição dos dados em comparação com uma distribuição normal (MEIGAL et al., 2009).

4 Instrumentação eletrônica

4.1 Amplificadores operacionais e suas características

O amplificador operacional é a representação discreta de um componente composto por transistores e caracterizado por ter duas entradas e apenas uma saída. Ele apresenta ganho diferencial (ganho aplicado na diferença entre as duas entradas) de malha aberta (sem realimentação entre a saída e nenhuma entrada) muito alto, sendo da ordem de 10^5 a 10^6 , e uma baixa impedância de saída. A Figura 2 mostra a representação típica de um amplificador operacional com a alimentação omitida (HOROWITZ; HILL, 1989).

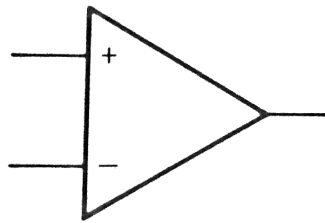


Figura 2 – Representação típica de um amplificador operacional (HOROWITZ; HILL, 1989).

As entradas de um amplificador operacional são chamadas de entrada inversora (+) e entrada não inversora (-). Assim sendo, caso a entrada inversora seja mais positiva que a não inversora, a saída será positiva. Pode-se utilizar os amplificadores tanto com realimentação negativa (na entrada inversora), quanto com positiva (na entrada não inversora) de modo que a realimentação positiva é utilizada na construção de osciladores. Já a negativa, apesar de reduzir o ganho, melhora a saída em relação às distorções e não linearidades (HOROWITZ; HILL, 1989).

Por se tratar de um componente real, o amplificador operacional apresenta uma limitação prática de sua saída, que é dada pelos valores de sua tensão de alimentação. Caso o ganho dado ao valor de sua tensão de entrada resulte em uma saída maior que as tensões de alimentação, esta saída será limitada por aqueles valores de alimentação. A Figura 3 representa de forma gráfica esse conceito (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

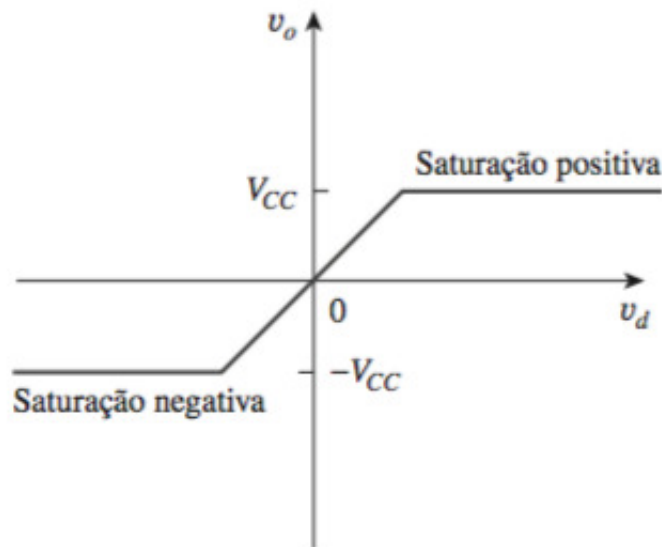


Figura 3 – Limitação da saída de um amplificador operacional pela sua tensão de alimentação (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

De modo a se facilitar a compreensão de circuitos com amplificadores operacionais, utiliza-se o conceito de amplificador operacional ideal. Pode-se considerar ideal um amplificador operacional que apresenta ganho de malha aberta infinito, impedância de entrada infinita e impedância de saída zero. Esse conceito trata de uma aproximação que facilita a compreensão e os cálculos com amplificadores operacionais que, devido aos grandes valores de ganho e impedância de entrada dos amplificadores operacionais modernos, já se torna suficiente (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

Para fazer a análise de circuitos com amplificadores operacionais, assumem-se as seguintes simplificações:

1. Correntes de entrada nulas em ambos os terminais. Isso se deve à impedância infinita de entrada.
2. Diferença entre as tensões dos terminais de entrada igual a zero, portanto tensões iguais em ambos os terminais.

A partir desses pressupostos, a análise desses circuitos pode ser feita. Deve-se salientar que se trata da análise em circuitos com realimentação negativa, na qual o ganho é reduzido de modo a se reduzir o ganho total do circuito em troca de se ter um circuito mais previsível (HOROWITZ; HILL, 1989).

4.1.1 Características em circuitos com amplificadores operacionais

CMRR

O CMRR (sigla em inglês para *Common Mode Rejection Ratio* - taxa de rejeição de modo comum) é a medida de como um sinal, que é o mesmo para as entradas inversora e não inversora, é atenuado na saída do amplificador (“rejeitado”) enquanto o sinal único de cada entrada é amplificado. Esse sinal de modo comum usualmente vem de fontes externas e é indesejável. Um exemplo comum é a frequência de 60 hertz vinda da rede elétrica (CRISWELL, 2011).

Certos circuitos com amplificadores operacionais são insensíveis ao CMRR. Isso não ocorre para amplificadores de instrumentação, uma vez que eles desejam amplificar ínfimos sinais diferenciais escondidos em grandes modos comuns. Para casos assim, deve-se escolher um amplificador operacional com um alto CMRR (HOROWITZ; HILL, 1989).

O cálculo do valor do CMRR é dado pela divisão da amplificação de modo comum (S_1) pelo do sinal em modo diferencial (S_2). Apesar disso, o valor resultante não é usado de forma direta, mas sim sua representação em escala logarítmica adimensional, mais precisamente, em decibéis (dB), engenheiros gostam de usar decibéis. A Equação (4.1) mostra como pode ser feito esse cálculo (CRISWELL, 2011).

$$\text{CMRR [dB]} = 20 \log_{10} \left(\frac{S_1}{S_2} \right) \quad (4.1)$$

PSRR

O PSRR (sigla em inglês para *Power Supply Rejection Ratio* - taxa de rejeição de fonte de alimentação) representa a ideia de que alterações na tensão da fonte de alimentação causam pequenos erros nos amplificadores operacionais, que induzem a variações na saída. Essa variação também é dependente da frequência, caindo significativamente com o aumento da frequência e podendo ser observada em gráficos nos *datasheets*. É importante notar que o PSRR varia, de forma geral, para as partes negativas e positivas de uma fonte de alimentação (HOROWITZ; HILL, 1989).

Slew Rate

O *Slew Rate* diz respeito a taxa máxima na qual um amplificador operacional pode variar a sua tensão de saída. Essa taxa limita a amplitude de uma saída acima da frequência crítica (frequência em a mudança na saída exige o valor máximo do *Slew Rate* do amplificador operacional). O *Slew Rate* é dado em volts por microssegundo (HOROWITZ; HILL, 1989).

4.1.2 Circuitos básicos com amplificadores operacionais

A análise dos circuitos a seguir pode ser feita a partir do uso das simplificações anteriormente citadas. Pode-se observar que os valores de ganhos são resultados das relações entre os resistores dos mesmos. É importante ressaltar que tratam-se de simplificações boas o suficiente para a maior parte das aplicações que utilizam-se de amplificadores operacionais (HOROWITZ; HILL, 1989).

Amplificador Inversor

A Figura 4 representa um amplificador operacional em configuração de amplificador inversor.

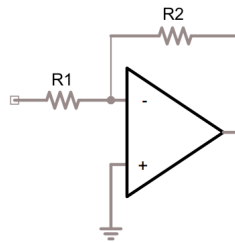


Figura 4 – Amplificador inversor (Imagem do autor).

A análise do circuito em questão resulta na Equação (4.2) (HOROWITZ; HILL, 1989).

$$v_{out} = -\frac{R_2}{R_1} v_{in} \quad (4.2)$$

A Equação (4.2) mostra que um circuito amplificador inversor muda a polaridade da sua entrada ao mesmo que lhe confere um ganho dado pela razão entre R_2 e R_1 (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

Amplificador não Inversor

A Figura 5 representa um amplificador operacional na configuração de amplificador não inversor.

Essa análise resulta no que pode ser visto na equação 4.3 (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

$$v_{out} = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) v_{in} \quad (4.3)$$

Pode-se observar, a partir da Equação (4.3), que o esse circuito possui um ganho positivo e sempre maior que um, significando que a sua saída sempre tem a mesma polaridade de sua entrada (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

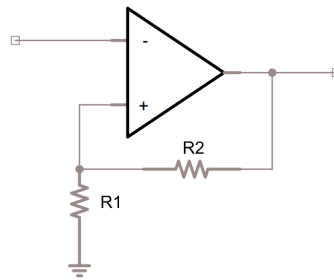


Figura 5 – Amplificador não inversor (Imagem do autor).

Seguidor Unitário ou de tensão

A Figura 6 mostra um circuito seguidor unitário.

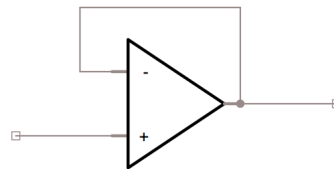


Figura 6 – Seguidor unitário (Imagem do autor).

O seguidor unitário (ou seguidor de tensão) apresenta saída igual a sua entrada (dentro dos limites da alimentação do amplificador operacional). Esse circuito também é conhecido como *buffer* devido às suas características de isolamento (grande impedância de entrada e baixíssima impedância de saída) (HOROWITZ; HILL, 1989).

Devido as características, o seguidor unitário reduz ao máximo as interações entre dois estágios distintos, assim, eliminando o efeito de carga entre dois estágios (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

Amplificador somador inversor e diferencial

Os amplificadores operacionais também podem ser utilizados para realizar operações matemáticas. Operações de soma podem ser realizadas por uma amplificador somador, que pode ser visto na Figura 7. Operações de subtração podem ser efetuadas no amplificador diferencial, que pode ser visto na Figura 8 (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

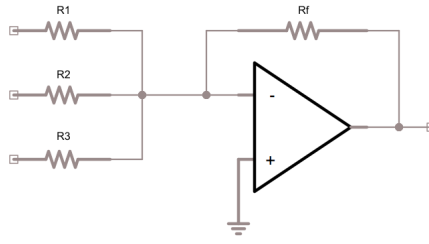


Figura 7 – Amplificador somador inversor com três entradas (Imagem do autor).

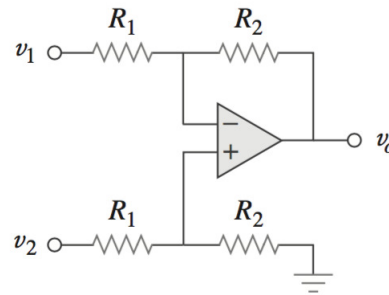


Figura 8 – Amplificador diferencial (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

As Equações 4.4 e 4.5 descrevem, respectivamente, a operação do amplificador somador inversor (para o caso de três entradas) e a do amplificador diferencial. Como pode ser visto, operação de soma efetuada conta com a inversão do resultado, bem com a ponderação dos valores de entrada (ganho). Já o amplificador diferencial dá ganho às diferenças entre as entradas e rejeita sinais comuns às entradas (ALEXANDER; SADIKU, 2013).

$$v_{out} = -\left(\frac{R_f}{R_1}v_1 + \frac{R_f}{R_2}v_2 + \frac{R_f}{R_3}v_3\right) \quad (4.4)$$

$$v_{out} = \frac{R_2}{R_1}(v_2 - v_1) \quad (4.5)$$

Amplificador de instrumentação

A expressão “amplificador de instrumentação” refere-se a um amplificador diferencial de alto CMRR, alta impedância de entrada, alto ganho, acoplado em corrente direta e que possui apenas uma saída. Esses circuitos são utilizados geralmente para amplificar pequenos sinais diferenciais (e.g. sinais biomédicos) (HOROWITZ; HILL, 1989).

A Figura 9 mostra um exemplo de amplificador de instrumentação em uma configuração com três amplificadores operacionais.

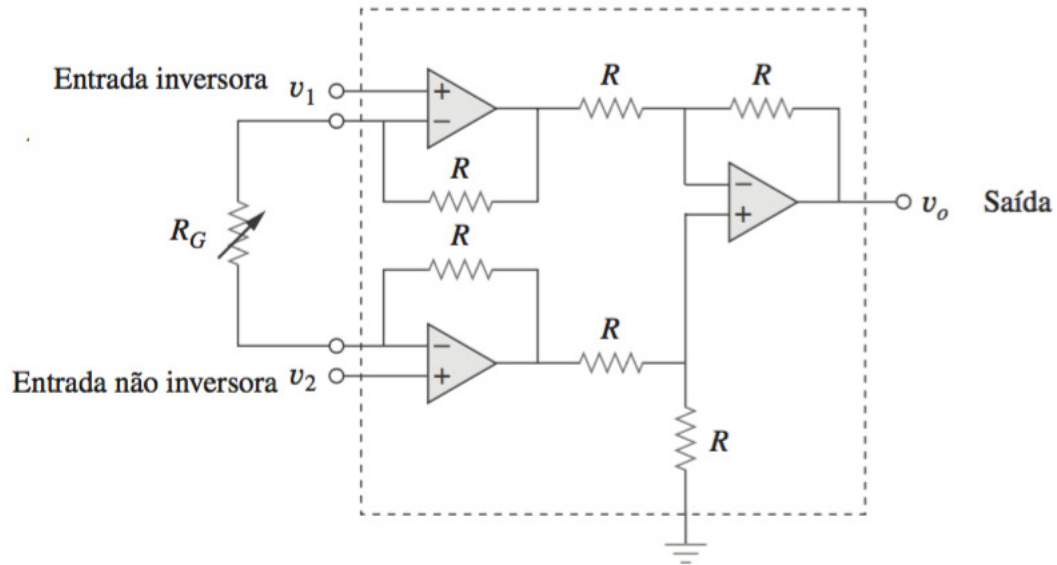


Figura 9 – Amplificador de instrumentação. Adaptado de [Alexander e Sadiku \(2013\)](#).

O amplificador de instrumentação pode ser encontrado pronto em um único encapsulamento no mercado e se trata de um amplificador de “sinais de baixo nível usado em controle de processos ou em aplicações de medição” e tem sua saída dependente da diferença entre suas entradas, não do modo comum entre elas. Ele é geralmente composto, comumente, por três amplificadores operacionais e sete resistores e tem seu ganho dado por um resistor (R_G) externo ao encapsulamento ([ALEXANDER; SADIKU, 2013](#)).

A Equação 4.6 mostra o ganho em tensão dado pelo amplificador de instrumentação mostrado como exemplo na Figura 9.

$$G_v = 1 + \frac{2R}{R_G} \quad (4.6)$$

4.2 Filtros

Filtros de algum tipo são essenciais para que boa parte dos circuitos eletrônicos funcionem corretamente, assim, é fundamental que se fale deles. Um filtro (análogo) pode ser dito por ser uma rede de elementos elétricos que alteram a amplitude e/ou fase de um sinal, isso tendo por base a frequência do sinal ([LACANETTE, 1991](#)).

De maneira ideal, um filtro não adiciona novas frequências ao sinal de entrada, nem muda as frequências que fazem parte desse sinal, mas sim modifica as amplitudes relativas de diversos componentes em frequência desse sinal e/ou suas fases. Deste modo, filtros são utilizados na eletrônica para enfatizar sinais desejados (em um certo intervalo

de frequências) e rejeitar os sinais em outras frequências (os atenuando) (LACANETTE, 1991).

Isso pode ser melhor compreendido ao se analisar situações do mundo real. No mundo real, que é cheio de sinais indesejados, um sinal acaba por interferir em outro, dificultando a análise, extração de informação ou qualquer outro de processamento que se deseja fazer com aquele sinal. Um exemplo claro disso é a interferência da frequência da rede elétrica em coletas de sinais biomédicos (apesar de que filtros normais acabam sendo muito drástico remoção destas interferências).

Uma vez que os filtros tem sua definição atrelada as frequências que eles valorizam ou desprezam e seus efeitos nesses grupos de frequências, sua análise é feita primariamente no domínio da frequência e se utiliza das ferramentas matemáticas e gráficos desse domínio para isso. Assim, o mais comum é ver o comportamento dos filtros por meio de seus gráficos de ganho por frequência e fase por frequência (LACANETTE, 1991).

Há todo um ramo da eletrônica dedicado a análise no domínio da frequência de circuitos, porém, infelizmente, essa parte foge ao escopo e o tempo deste trabalho.

4.2.1 Capacitores e indutores

Para que se possa falar de filtros na eletrônica, há a necessidade de se falar desses dois componentes passivos, que são necessários a construção e projeto de filtros.

Capacitores

Os capacitores são essenciais em quase que todo circuito eletrônico, sendo utilizados desde geradores de função a filtros. Em uma análise simplificada, capacitores podem ser considerados resistores que variam seus valores com a frequência, deste modo permitindo que sejam feitos divisores de tensão dependentes de frequência (i.e. filtros) (HOROWITZ; HILL, 1989).

Capacitores tem sua relação tensão - corrente mostrada na Equação 4.7, onde C representa a capacitância em farads, i representa a corrente em ampères e v a tensão em volts.

$$i = C \frac{dv}{dt} \quad (4.7)$$

Indutores

Os Indutores se relacionam com os capacitores de modo a serem análogos. No caso dos indutores, a taxa de variação de sua corrente depende da tensão que passa por ele, enquanto em um capacitor a taxa de variação da tensão dependeria da corrente passando por ele (HOROWITZ; HILL, 1989).

A Equação 4.8 mostra o comportamento de um indutor, onde L representa a indutância em henrys, i a corrente em ampères e v a tensão em volts.

$$v = L \frac{di}{dt} \quad (4.8)$$

4.2.2 Filtros básicos

Filtros podem ser dividido em basicamente cinco tipos passa-bandas, *notch*, passa-baixas, passa-altas e passa-tudo (LACANETTE, 1991). As Figuras 10, 11, 12 e 13 mostram as diferentes respostas dos módulos das amplitudes dos filtros em questão, sendo (a) o filtro ideal e (b) um filtro mais próximo de um real. Como o filtro passa-tudo não altera o módulo da amplitude, seu comportamento é mostrado de forma diferente dos outros.

Passa-bandas

Os filtro passa-bandas são usados na eletrônica para separar o sinal em uma frequência específica ou em uma faixa de frequências (também sendo conhecido por passa-faixas), deixando o sinal “passar” nessas frequências (LACANETTE, 1991).

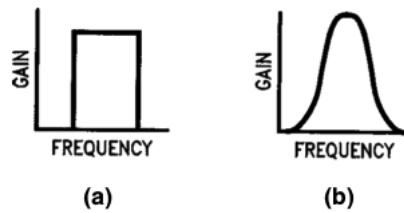


Figura 10 – Filtro passa-bandas. Adaptado de Lacanette (1991).

Notch

Os filtros *notch* apresentam basicamente uma função oposta aos passa-bandas, servindo para remover frequências indesejadas de um sinal (e.g. a frequência da rede elétrica) (LACANETTE, 1991). Também são conhecidos por rejeita-faixa, quando possuem uma faixa maior a ser atenuada.

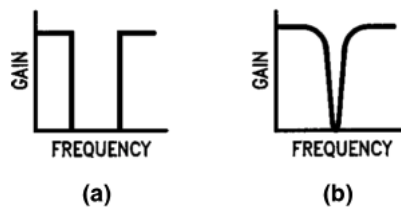


Figura 11 – Filtro *notch*. Adaptado de Lacanette (1991).

Passa-baixas

Como o próprio nome já indica, esse filtro deixa passar os sinais de frequências baixas e atenua aquelas maiores que o seu limiar de corte ([LACANETTE, 1991](#)).

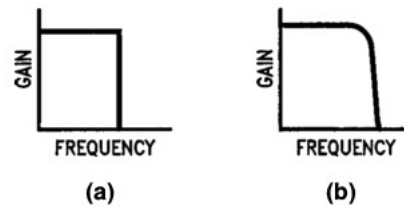


Figura 12 – Filtro passa-baixas. Adaptado de [Lacanette \(1991\)](#).

Passa-altas

Este filtro também é bem direto quanto ao seu comportamento: ele deixa passar frequências acima do seu limiar de corte e atenua aquelas abaixo ([LACANETTE, 1991](#)).

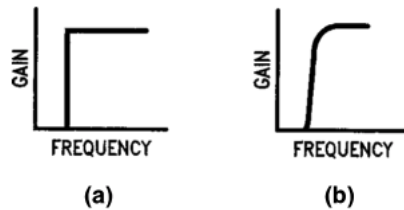


Figura 13 – Filtro passa-altas. Adaptado de [Lacanette \(1991\)](#).

Passa-tudo Apesar desse nome que apresenta uma ideia que vai em direção oposta a de filtros, esse filtro serve para mudar a fase do sinal em questão sem alterar sua amplitude ([LACANETTE, 1991](#)). A Figura 14 mostra o deslocamento da fase do sinal original em ϕ radianos provocada pelo filtro passa-tudo.

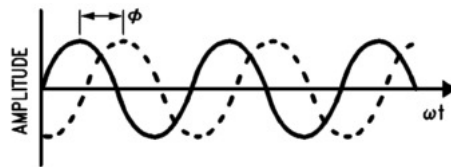


Figura 14 – Alteração de fase provocada pelo filtro passa-tudo ([LACANETTE, 1991](#)).

4.3 Conversor Analógico - digital

Em aplicações que lidam com sinais biomédicos há a necessidade de passar sinais do mundo real para o mundo digital, já que os computadores são essencialmente digitais.

Essa conversão se dá principalmente pelo fato de que se consegue ter uma transmissão de dados livre de erro e ruído, que ocorre em áudio digital, por exemplo (HOROWITZ; HILL, 1989).

4.3.1 Técnicas de conversão

Existem diversas técnicas de conversão e cada uma possui suas vantagens e desvantagens. No entanto, como usualmente esses conversores são comprados em vez de se fabricar para cada projeto individual, apenas algumas técnicas serão citadas.

Dentre as técnicas existentes, pode-se citar a amostragem por SAR (sigla em inglês para *Successive Approximation* - aproximações sucessivas), amostragem via conversor Delta-Sigma ($\Delta\Sigma$), via conversores *Pipeline* e via conversores *Flash* (Texas Instruments, 2009). A Tabela 2 mostra as principais características de alguns conversores.

Tabela 2 – Características de algumas topologias dos conversores Adaptado de Texas Instruments (2009).

Topologia	Frequência de conversão (Amostras/segundo)	Resolução	Comentários
SAR	$\leq 4\text{M}$	16bits	Baixo consumo, baixo custo e fácil operação
	$\leq 1,25\text{M}$	14bits	
Delta-Sigma	$\leq 4\text{k}$	31bits	Custo moderado
	$\leq 4\text{M}$	24bits	
	$\leq 10\text{M}$	14bits	
<i>Pipeline</i>	$\leq 200\text{M}$	16 bits	Rápido, caro e maior consumo
	$\leq 250\text{M}$	14 bits	
	$\leq 550\text{M}$	12 bits	

A análise da Tabela 2 permite que escolha qual CI é mais adequado ao projeto.

4.3.2 Taxa de amostragem

A taxa mínima de amostragem vem do teorema de Nyquist, que diz que um sinal deve ser amostrado com pelo menos duas vezes a sua frequência máxima de modo a poder ser reconstruído de forma acurada. Caso isso não ocorra, as altas frequências do sinal podem ser distorcidas (*aliasing*). Assim, a frequência mínima de amostragem pelo teorema de Nyquist, é a chamada Frequência de Nyquist e pode ser vista na Equação 4.9, na prática quanto maior a frequência de amostragem, melhor (ATMEL, 2005).

$$f_{nyquist} > 2f_{sinal} \quad (4.9)$$

5 Aquisição do sinal e desenvolvimento do aparelho de sEMG

Visa-se desenvolver um aparelho de sEMG compacto, sem fios e electricamente isolado da rede elétrica (movido a bateria). Essas características se devem ao fato de que os fios em um aparelho de sEMG, bem como a necessidade de se estar conectado a um computador, dificultam a coleta de sinais, especialmente em pacientes com DP (devido às características da doença), aumentando ansiedade, nervosismo e reduzindo a eficiência da coleta de sinais.

Para tanto, este capítulo se faz necessário ao analisar as tecnologias de sEMG já existentes no mercado e utilizadas em publicações científicas, mostrar quais tecnologias se deseja utilizar e suas características, protocolos para uniformização das coletas e outros fatores que influenciam a coleta de sinais de sEMG.

5.1 Normas técnicas, legislação e proteção do paciente

Para que se possa ter um equipamento médico que seja comercializado em um país, é necessário que se sigam as regras e as normas técnicas adotadas por este país, quanto a proteção do paciente contra riscos biológicos e de choque elétrico, tanto sob condições normais quanto sob condições extremas.

Muitas dessas normas que devem ser utilizadas são abrangidas pela ABNT NBR IEC (respectivamente, Associação Brasileira de Normas Técnicas, Norma Brasileira, *International Electrotechnical Commission* - Comissão Eletrotécnica Internacional), que servem para identificar as normas brasileiras que são compatíveis com as diretrizes da IEC. Sendo que, para equipamentos médico-hospitalares, se é regulado pela Norma IEC 60601. Essa norma se destina a evitar os perigos relacionados à utilização de eletricidade em equipamentos eletromédicos, produzindo orientações para controlar seu desenvolvimento (BRUNO et al., 2010).

Dentro desse conjunto de normas são abordados temas como o teste de aterramento (teste de integridade entre o terra e quaisquer peça metálica condutora), as medições de corrente de fuga, a isolamento e a condição abnormal sob só uma falha (BRUNO et al., 2010).

Dentro desse contexto, Luca (2002) diz que, apesar do grande mal que pode ser causado em caso de falha de algum equipamento elétrico fazendo contato galvânico direto ou indireto com a pele de um paciente, essa relevância se reduz ao se considerar que o

dispositivo é alimentado por baterias de baixa tensão (3 a 15 volts).

Para que se possa garantir a segurança do paciente, o mesmo deveria ser isolado de qualquer conexão elétrica (seja ela a linha de transmissão ou o terra) ligada a fonte de alimentação. Geralmente isso pode ser feito via isolamento óptico ou com transformadores, porém deve-se ter cuidado para não distorcer o sinal de sEMG durante esse processo. Além disso, o isolamento também ajuda a reduzir a influência da frequência de rede sobre sinal (LUCA, 2002).

5.2 Características de alguns aparelhos existentes no mercado

As Tabelas 3 e 4 mostram as características de alguns eletromiógrafos de superfície utilizados na aquisição de sinais em diversos artigos que se referem à coleta em pacientes portadores da doença de *Parkinson*. Os dados aqui expostos se referem aos dados mencionados pelos trabalhos.

Tabela 3 – Comparação entre os aparelhos utilizados em diversos artigos.

Aparelho	Taxa de amostragem	Banda passante	Autores
ME6000 EMG SYSTEM	1kHz	1-500Hz	(RISSANEN et al., 2007)
EMG SYSTEM	2kHz	20-500Hz	(GUEDES et al., 2009)
—	10kHz	20-500Hz	(MARUSIAK et al., 2009)
FREEEMG 1000	1kHz	—	(SPOLAOR et al., 2017)
—	1kHz	60-300Hz	(PFANN et al., 2001)
Delsys	1kHz	20-450Hz	(ROBICHAUD et al., 2009)
ME6000 bipolar EMG SYSTEM	1kHz	1-500Hz	(MEIGAL et al., 2009)

Tabela 4 – Comparação entre os aparelhos utilizados em diversos artigos, continuação

Aparelho	Ganho total	CMRR	Resolução	Autores
ME6000 EMG SYSTEM	1000	>130dB	12 bits	(RISSANEN et al., 2007)
EMG SYSTEM	1000	>120dB	12 bits	(GUEDES et al., 2009)
—	8000	100dB	12 bits	(MARUSIAK et al., 2009)
FREEEMG 1000	—	—	—	(SPOLAOR et al., 2017)
—	1600	—	12 bits	(PFANN et al., 2001)
Delsys	1000	—	12 bits	(ROBICHAUD et al., 2009)
ME6000 bipolar EMG SYSTEM	1000	>130dB	14 bits	(MEIGAL et al., 2009)

Como se pode observar, todos os aparelhos analisados tem frequência de amostragem de pelo menos 1kHz, ganho total de pelo menos 1000, pelo menos 100dB de CMRR e normalmente 12 bits de resolução. Essas características se devem essencialmente a forma do sinal de sEMG, que tem uma baixa amplitude e frequência até 500Hz, como descrito no capítulo sobre eletromiografia de superfície.

Por outro lado, o alto CMRR se justifica pela sua suscetibilidade ao ruído, em especial ao da frequência da rede elétrica, que entra como um valor comum aos eletrodos e é reduzido devido alto CMRR dos amplificadores operacionais utilizados. Os valores de

CMRR se encontram tipicamente entre 90dB e 140dB, entretanto, quanto maior o valor do CMRR, melhor (CRISWELL, 2011).

5.3 Tipos de Eletrodo

Os sinais eletromiográficos podem ser gravados por meio do uso de três tipos de eletrodos, que são agulha, fio e superfície (PERRY; BURNFIELD, 2010).

Uma vez que este trabalho dispõe sobre eletromiografia de superfície, não serão utilizados eletrodos de agulha, mas sim os de superfície que já possuem seu próprio eletrólito, como pode ser visto na Figura 15.



Figura 15 – Exemplos de eletrodos (Imagem do autor).

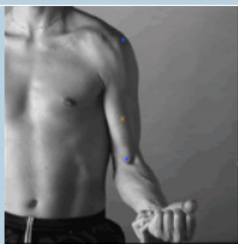
5.4 Posicionamento dos Eletrodos e preparação

O posicionamento dos eletrodos segue o protocolo do projeto SENIAM (sigla em inglês para *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* - Eletromiografia de Superfície para a Avaliação de Músculos) que visa padronizar as metodologias de coletas entre diversos grupos, uma vez que o uso de sEMG ocorre de forma espalhada em grupos ao redor do mundo (SENIAM, 1999).

O SENIAM fornece recomendações que dizem respeito a preparação do local da coleta, bem como recomendações de posicionamento para trinta músculos individuais do corpo. A Figura 16 mostra um exemplo desse protocolo para coleta no bíceps braquial.

Para a preparação da pele o SENIAM recomenda a remoção dos pelos do local e abrasão da pele, bem como a limpeza com álcool do local (sempre esperando que o álcool vaporize antes de coletar). O posicionamento dos eletrodos devem ser posicionados com uma distância geral de 20 milímetros entre um e o outro (SENIAM, 1999).

Muscle	
Name	Biceps brachii
Subdivision	Short head and long head
Muscle Anatomy	
Origin	Short head: apex of coracoid process of scapula. Long head: Supraglenoid tubercle of scapula.
Insertion	Tuberosity of radius and aponeurosis of biceps brachii (lacertus fibrosus).
Function	
Recommended sensor placement procedure	
Starting posture	Sitting on a chair with the elbow flexed at a right angle and the dorsal side of the forearm in a horizontal downwards position.
Electrode size	Maximum size in the direction of the muscle fibres: 10 mm.
Electrode distance	20 mm
Electrode placement	
- location	Electrodes need to be placed on the line between the medial acromion and the fossa cubit at 1/3 from the fossa cubit.
- orientation	In the direction of the line between the acromion and the fossa cubit.
- fixation on the skin	(Double sided) tape / rings or elastic band.
- reference electrode	On / around the wrist.
Clinical test	Place one hand under the elbow to cushion it from table pressure and flex the elbow slightly below or at a right angle, with the forearm in supination. Press against the forearm in the direction of extension.
Remarks	



Click on image for larger view

Figura 16 – Exemplo do protocolo SENIAM para o bíceps braquial. Adaptado de [SENIAM \(1999\)](#).

5.5 Tecnologias empregadas

Esta seção discorre brevemente sobre as tecnologias empregadas e que foram necessárias para a construção do planejado.

5.5.1 Amplificação de sinais e acondicionamento

Para se amplificar o sinal escolheu-se o amplificador de instrumentação INA118, que possui a vantagem de ter seu ganho ajustado com apenas um resistor por meio da Equação 5.1. Além disso, ele possui um alto CMRR (de pelo menos 110dB) e pode ser operados com até (minimante) 1,35 volts. Esse CI foi escolhido devido a suas características e por ser recomendado para aplicações médicas ([Texas Instruments, 2016](#)).

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G} \quad (5.1)$$

As Figuras 17, 18 e 19 mostram, respectivamente, o gráfico da variação do CMRR, ganho e do PSRR (para tensão positiva à esquerda e para negativa à direita) do INA118 com a mudança de frequência.

Tendo-se por base a faixa de frequências do sinal (até 500 hertz) e o ganho que se espera utilizar (entre 100 e 1000), chega-se a Tabela 5 que representa os valores calculados

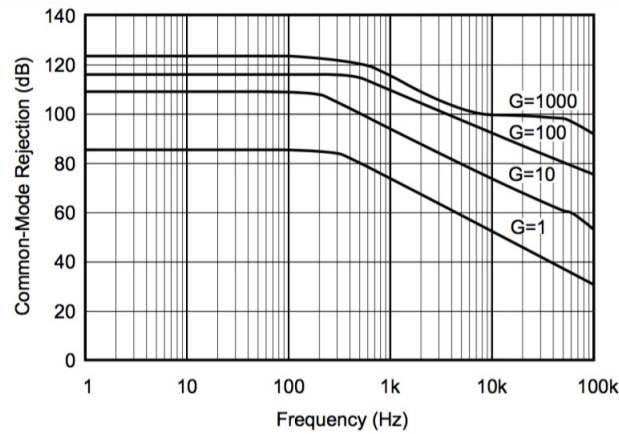


Figura 17 – Gráfico da variação do CMRR para o INA118 (Texas Instruments, 2016).

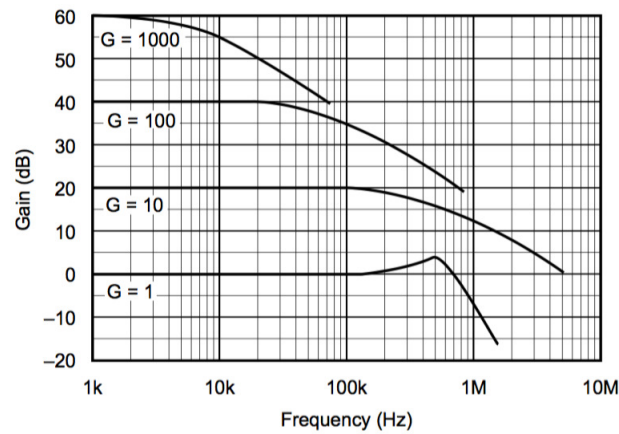


Figura 18 – Gráfico da variação do ganho para o INA118 (Texas Instruments, 2016).

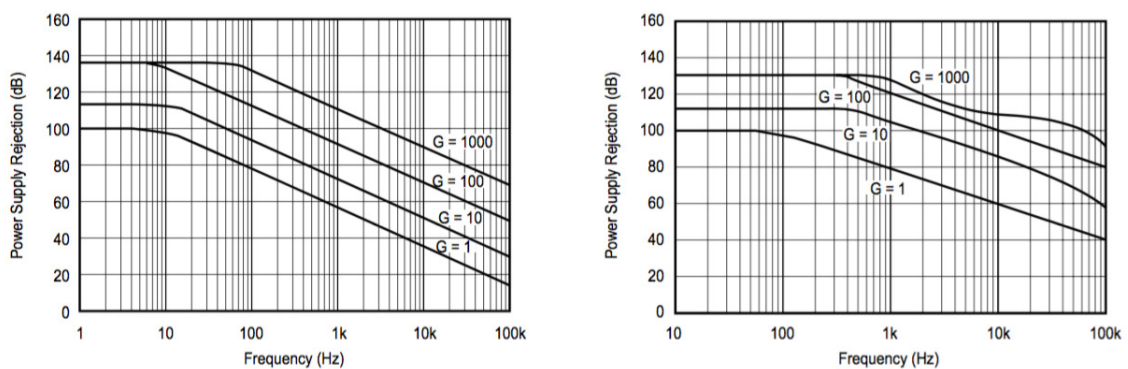


Figura 19 – Gráfico da variação do PSRR para o INA118. À esquerda para valores positivos e à direita para o negativos. Adaptado de Texas Instruments (2016).

para a aplicação em questão e/ou vistos no seu *datasheet*. Observa-se também, pela Figura 18 que não são esperadas distorções no ganho, devido a frequência.

Devido as características percorridas nos capítulos anteriores, o circuito também

Tabela 5 – Dados encontrados para a aplicação escolhida.

Característica	Valor (aproximado)
CMRR	117 dB
PSRR positivo	97dB
PSRR negativo	125dB
Alimentação esperada	3V
<i>Slew Rate</i>	0,9 V/ μ s

conta com filtro passa-baixas com frequência de corte entre 400 e 500 hertz e filtro passa-altas com frequência de corte entre 1 e 5 hertz.

Esses valores são mostrados como faixas devido a precisão e aos valores truncados dos componentes reais. Optou-se também por não utilizar o filtro *notch* para a frequência da rede pelo fato de que sua construção se realiza no mundo real e, deste modo, o mesmo acaba por distorcer o sinal ao tentar remover uma frequência específica.

5.5.2 Digitalização e pré-processamento

Para esta etapa, escolheu-se trabalhar com uma tecnologia já conhecida no mercado (apesar de ser bastante voltada pra *hobbystas*), com ampla documentação e uma comunidade de desenvolvedores bem estabelecida. A plataforma Arduino foi escolhida por ser *open-source*, estar presente em diversos projetos (de coisas do dia a dia a instrumentos científicos complexos), possibilitar a criação de protótipos de forma rápida (devido a simplicidade de sua linguagem de programação) e por ser economicamente viável de se comprar (Arduino, 2017).

Por uma questão de tamanho, escolheu-se o CI ATtiny85 da Atmel, que é uma microcontrolador de 8 *bits* compatível com a plataforma Arduino. Ele possui 8 *kBytes* de memória (que suporta até 10.000 ciclos de leitura/escrita), baixo consumo de energia (podendo ser alimentado até com 1,8 volts), oscilador de 8 MHz interno e conversor analógico para digital interno de 10 *bits* (Atmel, 2013)

A Figura 20 mostra o tamanho desse CI em comparação com uma chave e a Figura 21 mostra a configuração interna dos pinos do ATtiny85.

Este CI foi escolhido para digitalizar os captados e controlar o transmissor devido ao seu tamanho e baixo consumo, custo e tempo para construção do protótipo, mesmo possuindo um conversor analógico para digital menor do que aquela típica dos aparelhos de sEMG. A escolha de outro CI implicaria em um maior custo, maior tempo de construção do protótipo e possivelmente em um aumento do tamanho do circuito final.



Figura 20 – Tamanho do ATtiny85 quando comparado com uma chave (Imagem do autor).

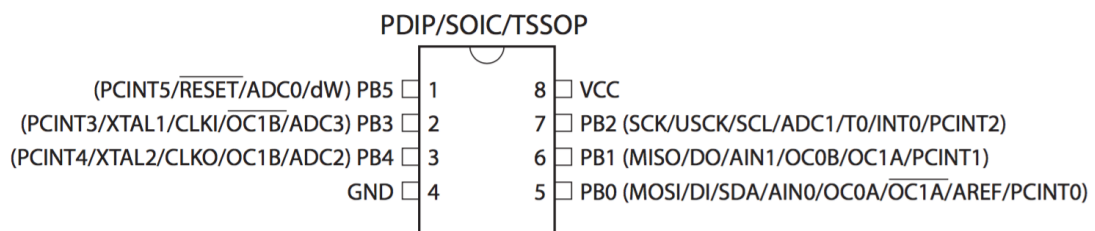


Figura 21 – Esquemático dos pinos do ATtiny85. Adaptado de [Atmel \(2013\)](#).

5.5.3 Transmissão de sinais

Escolheu-se o CI nRF24L01+ para realizar a transmissão dos sinais. Ele apresenta características como operação em 2,4 GHz, baixo consumo de energia (podendo ser alimentado com 1,9 volts), taxa de transmissão de dados de até 2 Mbps (mínima de 250 kbps) e sendo utilizado desde automação residencial e comercial ate aplicações de VoIP ([Nordic Semiconductor, 2008](#)).

Esse CI foi escolhido por possuir capacidade de se receber dados de até 6 dispositivos de uma só vez, pelo seu baixo consumo ([Nordic Semiconductor, 2008](#)) e compatibilidade com o Arduino.

5.5.4 Programação

Para a programação do microcontrolador, devido a escolha da plataforma, tem-se a linguagem de programação já definida, que a própria do Arduino.

Já para a programação dentro do sistema operacional, escolheu-se *Python* devido a sua simplicidade, velocidade, por ser aberta, facilmente integrável com outras linguagens, possuir ampla documentação e bibliotecas que servem para desde processamento numérico a *Machine Learning*. Essas características facilitam o processo de desenvolvimento.

6 Metodologia

6.1 Etapas

A metodologia deste trabalho é dividida entre a compreensão do problema, construção do circuito para captação dos sinais, processamento digital e análise dos sinais e teste e validação do aparelho de sEMG. Os passos de cada parte da metodologia e sua relação temporal podem ser vistos na Figura 22, que mostra de forma genérica e sucinta as etapas a serem seguidas entre a ideia e o produto final. Essas etapas serão descritas nas próximas seções.

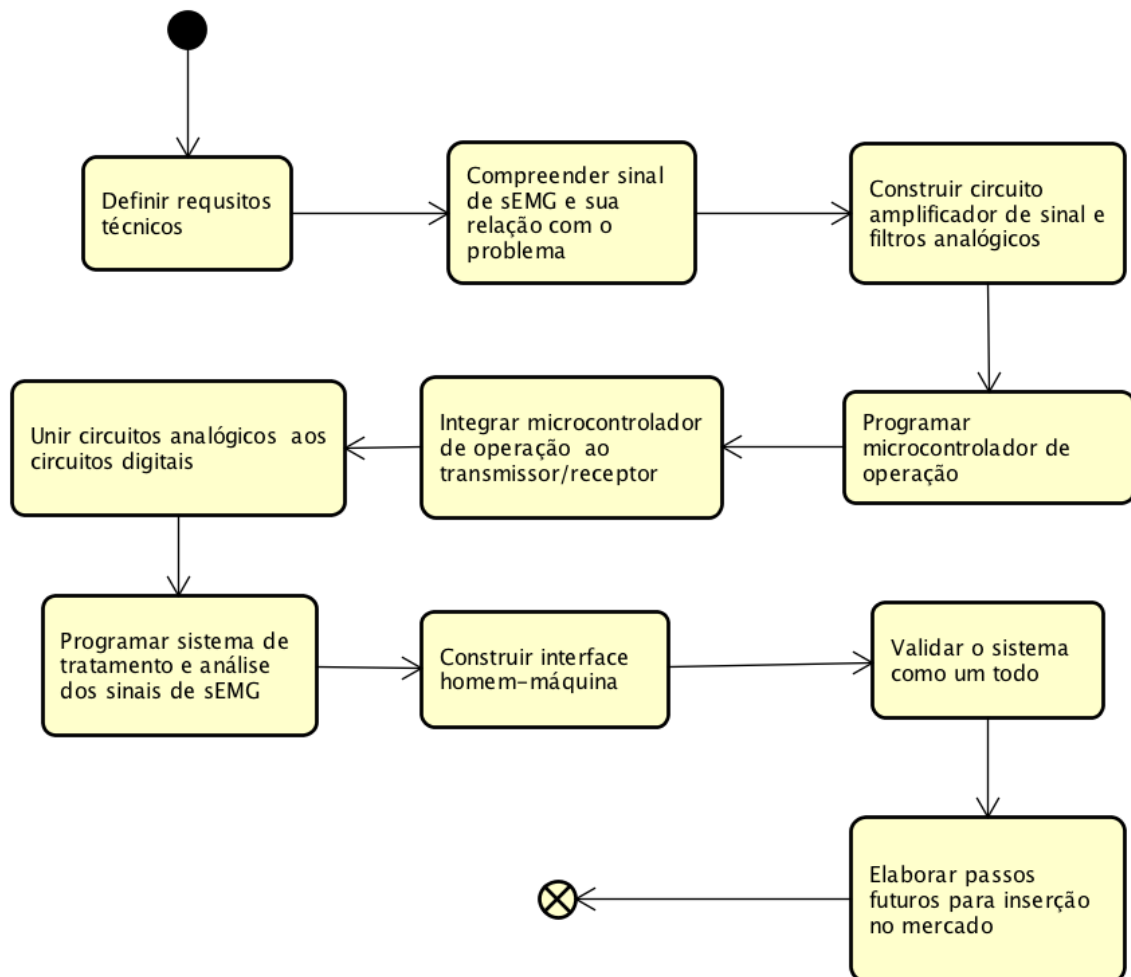


Figura 22 – Passos a serem seguidos para construção do aparelho de sEMG (Imagem do autor).

Essas etapas não necessariamente são executadas apenas uma vez, mas sim até que se alcance o resultado almejado para o produto. Deste modo, muitas etapas passam

por testes individuais para os seus respectivos protótipos.

6.2 Compreensão do problema

A compreensão do problema se divide entre a definição dos requisitos técnicos e a compreensão do sinal de sEMG e de sua relação com o problema. Essas etapas são descritas a seguir.

Definição dos requisitos técnicos: Nesta parte ocorre um aprofundamento dos conhecimentos sobre as normas técnicas e de segurança e a legislação que regem a construção de equipamentos médicos. É uma parte crucial para que a ideia se torne de fato um produto. Devem ser observadas as normas técnicas e exigências de segurança para o fim desejado, de forma que o equipamento possa ser autorizado a ser comercializado pelas autoridades competentes.

Compreensão do sinal e de sua relação com o problema: Diz respeito a uma revisão de literatura sobre a natureza do sinal, suas características e significados. Nesta parte, a banda do sinal, sua amplitude, como pode ser coletado, como interpretá-lo e suas relações com a doença de *Parkinson* necessitam ser compreendidos.

6.3 Construção eletrônica do dispositivo

A construção eletrônica do dispositivo se divide nas fases de construção do circuito amplificador de sinais e de filtros analógicos, programação do microcontrolador de operação, integração do microcontrolador ao transmissor e união dos circuitos analógicos aos circuitos digitais. Essas etapas são detalhadas a seguir.

Construção do circuito amplificador de sinais e de filtros analógicos: Refere-se a construção dos circuitos amplificadores que devem ser utilizadas, dado que a escolha dos CIs foi realizada tendo-se por base características como CMRR, tensão de alimentação, consumo de corrente, PSRR, *Slew Rate*, custo, entre outras.

Também se refere construção dos filtros analógicos que são necessários ao sistema como um todo. Esse dimensionamento já foi feito anteriormente com base nos tipos de filtros existentes, sua relação com a banda do sinal a ser adquirido e a resposta desejada.

Programação do microcontrolador de operação: Uma vez que o microcontrolador já foi escolhido e que o mesmo já possui um conversor analógico para digital interno, essa parte se refere a sua programação, de modo a operar de forma corretamente a com taxa de amostragem, faixa de valores e protocolos de transmissão necessários.

Integração do microcontrolador de operação ao transmissor/receptor: Sabendo-se que é desejado realizar a transmissão sem fio dos sinais captados, essa parte

se responsabiliza por fazer a operação de controle do transmissor, bem como por receber os sinais para que eles possam ser processados.

União dos circuitos analógicos aos circuitos digitais: Essa etapa diz respeito a integração entre a parte que coleta, amplifica, filtra e adequa os sinais, os converte para o domínio digital e realiza sua transmissão. Trata-se de uma etapa crítica, pois somente após sua conclusão que se pode ter certeza do funcionamento da circuitaria eletrônica como um todo.

6.4 Processamento digital e análise

Essa etapa se divide entre programar o sistema de tratamento e análise da sEMG e construir a *interface* homem-máquina. Ambas são descritas a seguir.

Programação do sistema de tratamento e análise dos sinais de sEMG: Envolve o uso de linguagens de programação, como *Python*, para se automatizar certos processos de análise, elaborar filtros digitais (para fazer a análise de aspectos específicos e tratar o sinal) e observar o sinal de diferentes formas (espectro de frequências, valor RMS, cru, etc.).

Construção da *interface* homem-máquina: Diz respeito a inserção de todo o sistema de coleta de sinais de sEMG em uma *interface* simples, direta e intuitiva ao usuário. Isso é feito de modo que a necessidade de conhecimentos técnicos para manuseio seja mínima.

6.5 Teste e validação

Mesmo que o equipamento seja construído seguindo as normas técnicas, a legislação vigente, bem como todo aspecto teórico do sinal e suas características e mesmo que tudo seja construído de forma coerente, não há garantias reais de que ele funcionará como o esperado. Por isso, o sistema como um todo deve ser testado e validado com relação a outro sistema de coleta de sinais de sEMG já existente no mercado, mesmo que isso fique para trabalhos futuros.

Como há a necessidade de se realizar a coleta de sinais, é necessário um Comitê de Ética, do que se possui a autorização sob o número CAAE 66951316.0.0000.0030.

6.6 Passos para inserção no mercado

Esta etapa se refere a compreensão do que ainda tem de ser feito em trabalhos futuros para que o produto aqui almejado possa chegar ao mercado.

7 Resultados

7.1 Resultados preliminares

A partir do que foi dito nos objetivos deste trabalho, foram feitos estudos e ensaios que resultaram em dois protótipos iniciais para o circuito de coleta de sinais de sEMG.

7.1.1 Primeira versão

O primeiro circuito foi baseado no exposto no trabalho de [Andrade \(2007\)](#), o qual utilizou o filtro passa-alta em torno de 50 hertz, o filtro passa-baixa em torno de 505 hertz e o filtro *notch* para a frequência de rede (60 hertz).

A sua grande diferença com relação ao implementado por [Andrade \(2007\)](#) foi a não utilização de um CI com o amplificador de instrumentação (INA118), mas sim sua implementação física por meio de CIs TL084. O circuito que foi construído pode ser visto na Figura 23.

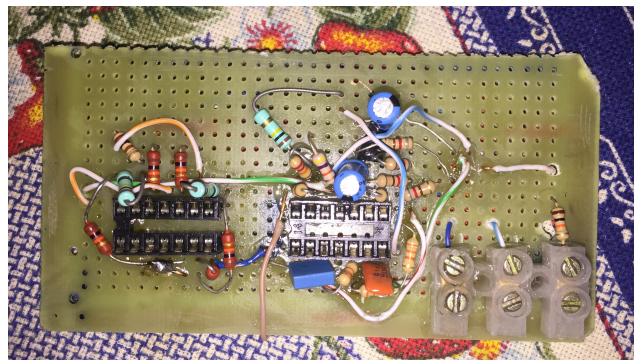


Figura 23 – Primeiro protótipo, sem CIs nos soquetes (Imagem do autor).

O circuito apresentou problemas no que tange a sua capacidade de lidar com ruído e exibiu um sinal extremamente ruidoso em sua saída. O sinal de sua saída se mostrou extremamente contaminado pela frequência da rede, mesmo possuindo um filtro *notch* em sua construção.

Devido a dificuldade de se captar o sinal por meio deste circuito e de seu tamanho, ele acabou sendo utilizado como um marco e deixado de lado, quando partiu-se para o segundo protótipo.

7.1.2 Segunda versão

O segundo protótipo foi baseado inicialmente no publicado por KAMINSKI (2011) no *site* de projetos para *hobbyistas* (*Instructables*), que foi disponibilizado sob os termos da licença *Creative Commons*, que não permite seu uso para fins comerciais (Creative Commons CORPORATION, 2005).

Este circuito conta com o uso do CI INA106, que é um amplificador de instrumentação de ganho, usualmente, fixo e igual a 10 e CMRR típico de 100 dB (Texas Instruments, 2003). Porém, devido a licença do material de KAMINSKI (2011), não se seguiu com essa ideia e sim apenas utilizando-se o CI INA106.

Após análise da estrutura interna do INA106, disponível no seu *datasheet* (Texas Instruments, 2003), observou-se que seu ganho poderia ser modificado por meio da Equação (7.1) ao se colocar uma resistência $R[k\Omega]$ entre o *Output* e *Sense* e entre *Ref* e *-In*. A estrutura interna do INA106 pode ser vista na Figura 24.

$$V_{out} = \left(\frac{100 + R}{10}\right)(V_{+In} - V_{-In}) \quad (7.1)$$

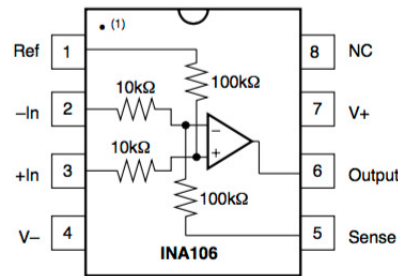


Figura 24 – Estrutura interna do INA106 (Texas Instruments, 2003).

O segundo protótipo, que pode ser visto na Figura 25, é menos suscetível ao ruído, que vem do alto CMRR do CI INA106, bem como do uso de capacitores de *bypass* que ajudam a reduzir as oscilações na fonte de alimentação. O segundo protótipo, para fins de comparação, tem metade do tamanho do primeiro protótipo, possui filtro passa-alta em aproximadamente 2 hertz, filtro *notch* em 60 hertz e filtro passa-baixa em torno de 800 hertz.

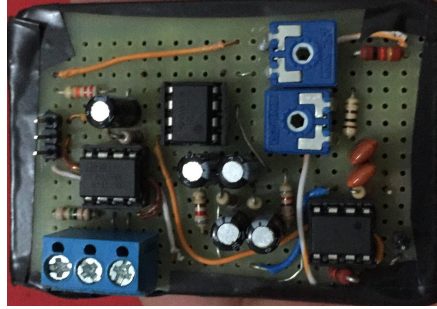


Figura 25 – Segundo protótipo (Imagem do autor).

Um dos testes feitos para se verificar o funcionamento desse circuito foi a análise em frequência do filtro *notch* para a frequência da rede. O resultado desse teste pode ser visto na Figura 26. Um exemplo de funcionamento do circuito na coleta de sinais pode ser visto na Figura 27. Nesse exemplo foi implementado um *toy problem*, que usa o valor RMS do sinal para dizer se a mão está aberta ou fechada.

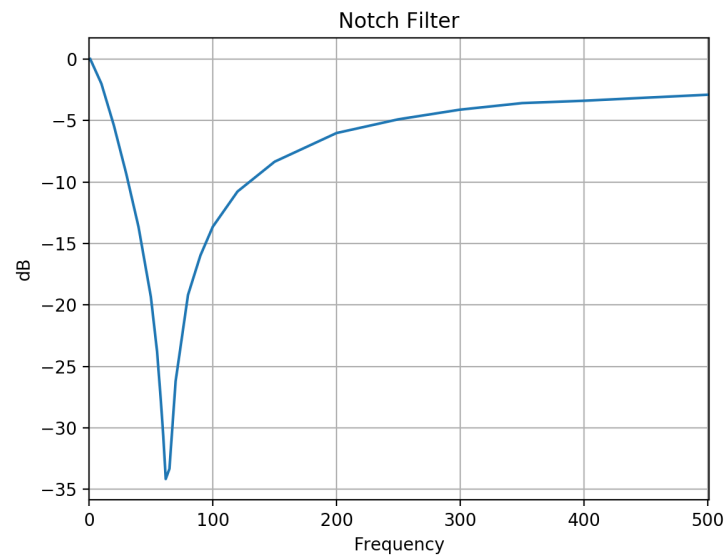


Figura 26 – Resposta do filtro *notch* em decibéis (Imagem do autor).

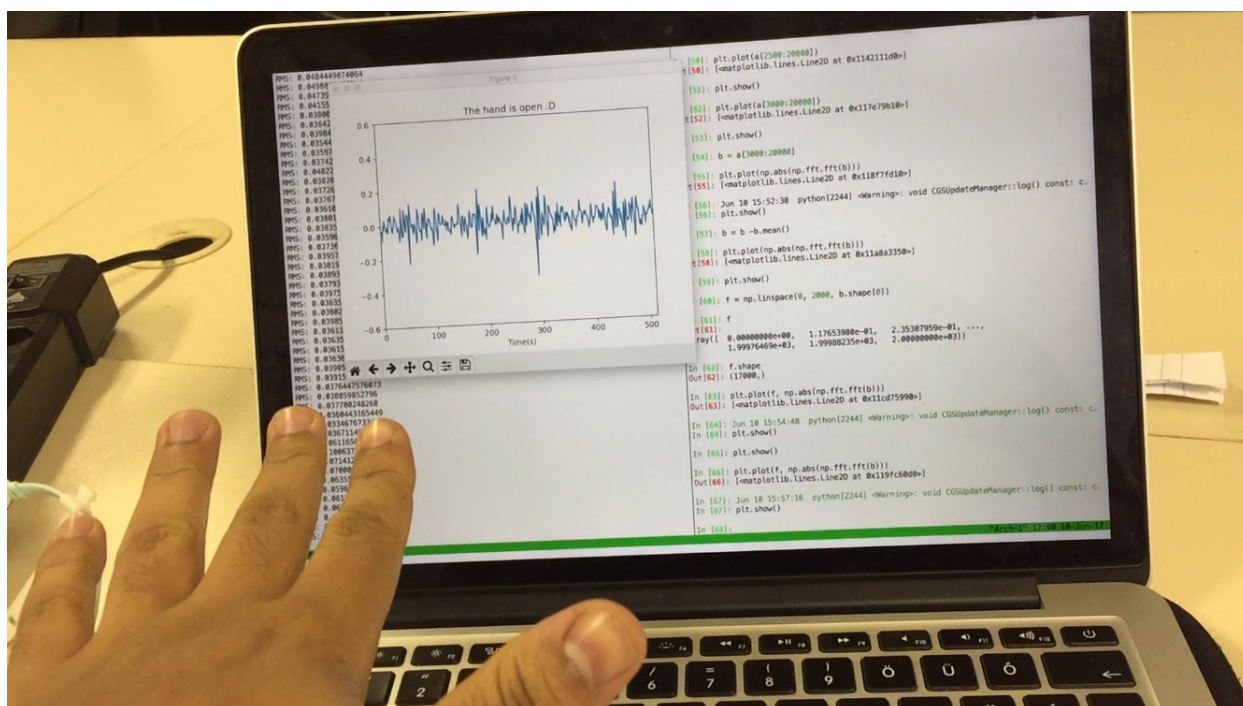


Figura 27 – Protótipo construído sendo aplicado em *toy problem* que verifica se a mão do usuário está aberta ou fechada (Imagem do autor).

7.2 Resultado final

A versão final deste trabalho primou por realizar a transmissão sem fio dos sinais, bem como por aplicar os conhecimentos adquiridos sobre sEMG e, especialmente, DP na construção do dispositivo.

Vale ressaltar que este trabalho, embora trate da DP, aborda especificamente a construção física do dispositivo e seu teste. Assim, divide-se o trabalho executado em diversas frentes, que são descritas a seguir.

7.2.1 Aquisição do sinal

A aquisição do sinal conta com o uso do INA 118, que, como já foi mostrado anteriormente, conta com ganho ajustado por meio da Equação 5.1. Assim, foi escolhida uma resistência de 100 ohms. Por meio da Equação 5.1 e do valor da resistência, obteve-se um ganho de entrada de 501. Esse ganho resulta nos dados aproximados da Tabela 6.

Tabela 6 – Resultados aproximados dos parâmetros para o ganho obtido.

Característica	Valor
CMRR	117 dB
PSRR positivo	107 dB
PSRR negativo	130 dB

Esses dados mostram uma melhora na forma de como o sinal pode ser obtido, uma vez que atenua-se de forma mais eficaz os sinais indesejados.

7.2.2 Filtragem e nivelamento (*offset*) do sinal

Devido aos efeitos no sinal, optou-se por não se utilizar o filtro *notch* para remoção da frequência da rede. Em vez desse filtro, preferiu-se escolher um CI com maior CMRR, o INA 118, como mostrado no item anterior.

Os filtros passa-altas e passa-baixas foram projetados pensando-se nos sinais de sEMG e os efeitos da DP nele, a partir dos componentes disponíveis. A Equação 7.2 mostra como se calcular a frequência de corte a partir dos valores dos componentes.

$$f = \frac{1}{2\pi RC} \quad (7.2)$$

Deste modo, as frequências de corte e valores de componentes podem ser vistas na Tabela 7.

Tabela 7 – Frequências de corte e componentes

Filtro	Frequência de corte	Capacitor	Resistor
Passa-alta	1,6 Hz	$0,1\mu F$	$1M\Omega$
Passa-baixas	408,1 Hz	$0,1\mu F$	$3,9k\Omega$

Entre cada etapa de filtragem do circuito foi adicionado um seguidor unitário (*buffer*), de modo a se isolar a etapa em questão e proteger a próxima.

Para que se pudesse digitalizar o sinal, o mesmo deve ser adequado a banda de entrada do conversor. Para tanto, é necessário se colocar um *offset* no sinal (nivelamento). Isso foi feito se utilizando a configuração somador inversor apresentada anteriormente e mostrada pela Equação 4.4, resistências casadas (iguais, ganho unitário), um *trimpot* para ajustar o ganho do sinal e outro, configurado como divisor de tensão entre o neutro e a fase negativa, para dar o nível. A Figura 28 mostra um dos testes da junção dos módulos analógicos.

Os filtros e nivelador do sinal foram implementados utilizando-se o CI LM324, que contém 4 amplificadores operacionais internos. Ele foi escolhido por possuir a vantagem de ter baixo consumo de corrente e poder ser alimentado com (no mínimo) 1,5 volts em alimentação simétrica (Texas Instruments, 2015).

Adicionou-se, também, um diodo de proteção e um resistor entre a saída do sinal e o terra. Isso foi feito para se proteger a entrada do CI que digitaliza o sinal de picos de tensão negativa.

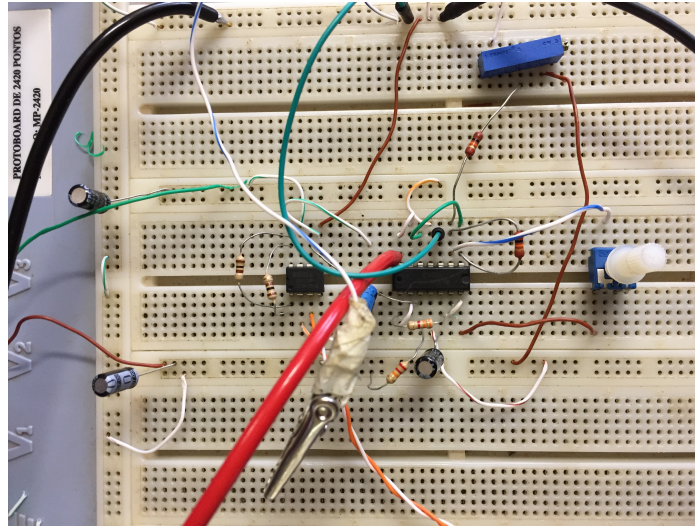


Figura 28 – Um dos testes dos circuitos em laboratório (Imagem do autor).

7.2.3 Digitalização do sinal transmissão

Utilizou-se o CI ATtiny85 para digitalizar o sinal e o módulo nRF24L01+ para transmissão. Para que se obtivesse ambos funcionando de forma correta foi necessário, inicialmente, se adequar o conversor analógico para digital do ATtiny85 para que se obtivesse uma maior faixa de valores, dada sua resolução em *bits*. Posteriormente, algumas adaptações nas conexões entre os dois módulos foi necessária.

De modo a se melhorar a resolução em *bits* do ATtiny85, sua referência interna de tensão, até sua própria alimentação, foi substituída por 1,1 volts. Essa pequena mudança faz com que o menor valor lido pelo conversor passe de aproximadamente 5 milivolts (com a alimentação em 5 volts) para aproximadamente 1 milivolt.

Para as conexões entre o ATtiny85 e o nRF24L01+, houve necessidade de uma maior atenção. O ATtiny85 possui apenas 8 pinos, sendo dois de alimentação e um de *Reset*, porém o nRF24L01+ necessita de cinco pinos de controle. Assim, há como os dois serem conectados, porém, deste modo, não se resta pino para leitura de sinais analógicos.

Esta questão se alinha ao fato de que há erros no *datasheet* do ATtiny85, como inversão de dois dos pinos utilizados para controle do nRF24L01+ (MISO invertido com MOSI) e o fato de que dos pinos que serviria como conversor analógico para digital não pode ser utilizado como tal.

A solução dessas situações veio de buscas intensas, muitos testes e estudo dos *datasheets* e se resume ao seguinte:

- Inversão das conexões dos pinos MISO e MOSI;
- substituição em *software* de um dos outros pinos; de controle (CE) pelo pino de *Reset*, que nunca será utilizado como saída pelo CI;

- Conexão desse pino CE direto com a alimentação, após se descobrir que ele é apenas um pino de ativação;
- Utilização do falso pino de conversor analógico para digital como pino de controle;
- Adicionar um capacitor de $10\mu F$ entre os pinos de alimentação para se evitar picos de corrente.

Essas configurações fazem com se tenha apenas um pino restante, que é utilizado como conversor analógico digital. Foram feitos testes com o ATtiny85 e o nRF24L01+ sendo alimentados apenas com uma bateria de 3 volts. Nesses testes se conseguiu transmitir e receber sinais por aproximadamente 100 metros de distância, consumindo cerca de 5 miliampères de corrente.

Devido a banda de frequências do sinal de sEMG e do estudo dos aparelhos existentes no mercado, escolheu-se que o sinal seria amostrado com a frequência de 2 kHz, ou seja, duas vezes a frequência de Nyquist para o sinal.

7.2.4 Integração

Os blocos do circuito do sEMG funcionaram de forma satisfatória quando isolados. Assim, pôde-se partir para a integração de todos em um único circuito. A integração resultou em uma placa compacta, alimentada por duas baterias de 3 volts, com cabos tão curtos quanto possível (de modo a se reduzir o artefato de movimento) e um dispositivo capaz de transmissão sem fio. A Figura 29 mostra a construção da versão final.

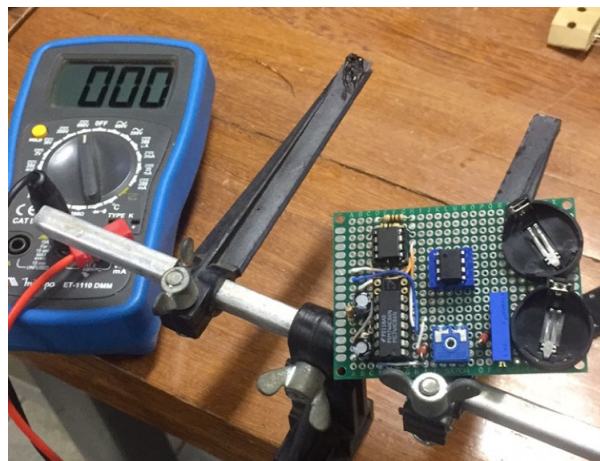


Figura 29 – Processo de construção da versão final (Imagem do autor).

O circuito do sEMG consome cerca de 12 miliampères de corrente de sua alimentação positiva e cerca de 11 miliampères de sua alimentação negativa. Essa diferença de consumo se dá pelo fato que apenas a eletrônica analógica necessita de alimentação si-

métrica, como a parte positiva carrega o consumo dessas partes juntamente com o do ATtiny85 e do nRF24L01+, é natural que se tenha um consumo maior na parte positiva.

Considerando o consumo de corrente do circuito do sEMG, tendo-se em mente a tensão limiar de funcionamento do dispositivo como aquela do componente com maior tensão mínima de funcionamento (1,9 volts, nRF24L01+) e sabendo-se que essa bateria utilizada pelo circuito (CR2025) possui uma capacidade de 165 miliampères-hora até a tensão de 2 volts (Varta, 2006), pode-se estimar o tempo de funcionamento total do sistema.

Para essa estimativa, considera-se um consumo igual de 12 miliampères para as partes positiva e negativa, devido a proximidade dos valores. Deste modo, chega-se a conclusão de que o sistema pode funcionar por até 13 horas e 45 minutos antes de haver necessidade de troca de baterias.

Os códigos aqui utilizados para transmitir e visualizar os sinais podem ser vistos na ferramenta de versionamento GitHub através do link <https://github.com/ithallojunior/data_transmission> e são disponibilizados a quem os quiser utilizar e/ou melhorar sob os termos da licença do MIT. As Figuras 30, 31 e 32 mostram respectivamente a construção final do dispositivo, o posicionamento dos eletrodos e o sinal digitalizado captado pelo receptor conectado ao computador.

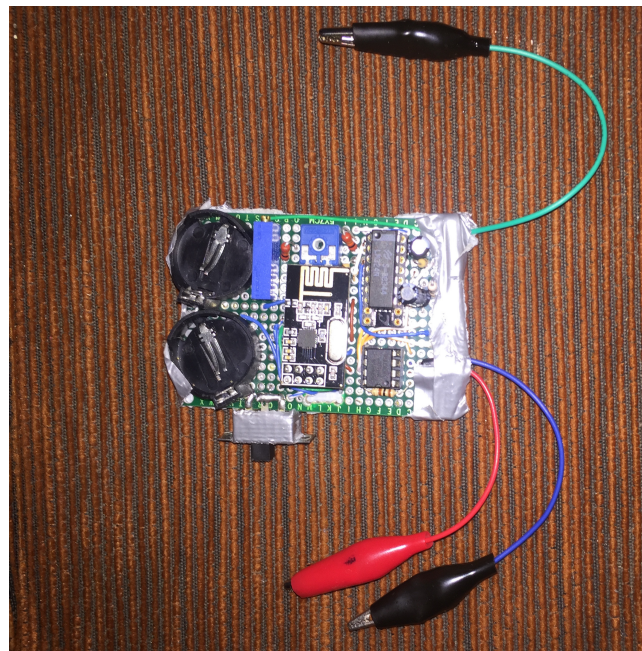


Figura 30 – Versão final do dispositivo (Imagem do autor).



Figura 31 – Posicionamento dos eletrodos (Imagem do autor).

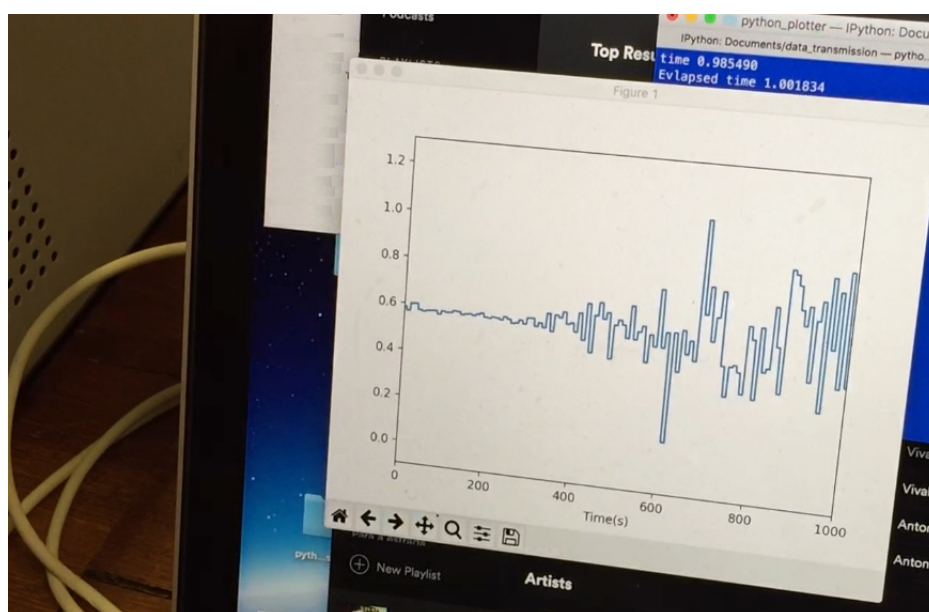


Figura 32 – Sinal captado pela versão final do dispositivo (Imagem do autor).

7.3 Publicações

A elaboração deste trabalho resultou na seguinte publicação, a qual recebeu menção honrosa por estar entre os quatro melhores trabalhos do congresso:

- SILVA, J. L. F. J. et al. Classificação do Potencial de Ação Muscular Através de Técnicas de Aprendizagem de Máquinas Aplicadas à sEMG. In COBEC - SEB, 5., 2017, Uberlândia. Anais...Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 2017.

Essa publicação trata sobre classificação em 3 níveis do sinal de sEMG. Os sinais utilizados por esse trabalho foram coletados utilizando-se de um dos resultados preliminares.

7.4 Passos futuros e considerações finais

Conseguiu-se realizar a transmissão do sinal, como proposto. Isso serviu como prova de que a tecnologia é factível e pode ter seus custos reduzidos.

Como passos futuros, deseja-se a miniaturização do sistema por meio do uso de componentes SMD (sigla em inglês para *Surface-Mount device*), a adição de novos canais, um desenvolvimento mais completo do *software* e a inserção de novos sensores. Também será necessária a realização de coletas em pacientes com DP para que se possa validar o sistema.

Por fim, percebe-se que essa tecnologia pode ter aplicação em campos diferentes da avaliação da DP, tal como na área de *fitness*, por exemplo, e em diversos outros procedimentos que demandam coleta de sinais de sEMG na área da saúde.

Referências

ALEXANDER, C. K.; SADIKU, M. N. O. *Fundamentos de circuitos elétricos*. 5ª. ed. Porto Alegre: AMGH Editora Ltda., 2013. ISBN 9788580551730. Citado 7 vezes nas páginas 8, 25, 26, 28, 29, 30 e 31.

ALVES, G. C. et al. Electromyographic assessment on transfemoral amputees to possibly control artificial lower limbs. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, v. 17, n. 1, p. 72, 2015. ISSN 1752-6418. Disponível em: <<http://www.inderscience.com/link.php?id=66969>>. Citado na página 16.

ANDRADE, N. A. *Desenvolvimento de um Sistema de Aquisição e Processamento de Sinais Eletromiográficos de Superfície para a Utilização no Controle de Próteses Motoras Ativas*. 2007. Dissertação (Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica), UnB (Universidade de Brasília), Brasília, Brasil. Citado 3 vezes nas páginas 15, 20 e 46.

Arduino. *What's Arduino?* 2017. Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>>. Acesso em: 29 novembro 2017. Citado na página 41.

ATMEL. AVR121: Enhancing ADC resolution by oversampling Microcontrollers. 2005. Citado na página 35.

Atmel. *Atmel 8-bit AVR Microcontroller with 2/4/8K Bytes In-System Programmable Flash :ATtiny25/V / ATtiny45/V / ATtiny85/V*. 2013. Disponível em <http://www.atmel.com/images/atmel-2586-avr-8-bit-microcontroller-attiny25-attiny45-attiny85_datasheet.pdf>. Acesso em: 29 novembro 2017. Citado 3 vezes nas páginas 8, 41 e 42.

BRUNO, A. C. et al. *Manual de Utilização da Norma IEC 6060*. Ribeirão Preto: [s.n.], 2010. Disponível em: <<http://citrus.uspnet.usp.br/ingtec/htdocs/uploads/8f6bc036-ab5a-3dbd.pdf>>. Acesso em: 22 junho 2017. Citado na página 36.

CRAM, J. R.; STEGER, J. C. Muscle scanning and the diagnosis of chronic pain. *Biofeedback Self-Regul.*, n. 8, p. 229–241, 1983. Citado na página 17.

Creative Commons CORPORATION. *Creative Commons Legal Code*. 2005. Disponível em: <<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/legalcode>>. Acesso em: 13 julho 2017. Citado na página 47.

CRISWELL, E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2ª. ed. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, 2011. Citado 8 vezes nas páginas 14, 16, 17, 18, 19, 20, 27 e 38.

De Luca, J. C. et al. Decomposition of surface EMG signals. *J Neurophysiol*, v. 96, n. 3, p. 1646–1657, 2006. ISSN 0022-3077. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1152/jn.00009.2006>>. Citado na página 18.

DU BOIS-REYMOND, E. *Untersuchungen ueber thiersiche electricitae*. Berlin: Teimer Verlag, 1849. v. 2. Citado na página 16.

- FERREIRA, A. T. Fisiologia da contração muscular. *Revista Neurociências*, v. 13, n. 3, p. 60–62, 2005. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- GAGO, M. Manual para Pessoas com Parkinson. *APDPk - Associação Portuguesa de Doentes de Parkinson*, 2014. Citado 5 vezes nas páginas 10, 14, 21, 22 e 23.
- GOPURA, R.; KIGUCHI, K. Application of surface electromyographic signals to control exoskeleton robots. In: *Applications of EMG in Clinical and Sports Medicine*. [S.l.]: InTech, 2012. Citado na página 20.
- GUEDES, L. U. et al. Electromyographic activity of sternocleidomastoid muscle in patients with Parkinson's disease. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, v. 19, n. 4, p. 591–597, 2009. ISSN 1873-5711. Citado na página 37.
- HOROWITZ, P.; HILL, W. *The Art of Electronics*. 2ª. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 1989. Citado 9 vezes nas páginas 8, 25, 26, 27, 28, 29, 30, 32 e 35.
- Instructables. Acesso em: 4 abril 2017. Disponível em: <<http://www.instructables.com>>. Citado na página 47.
- JOSHI, D.; KHAJURIA, A.; JOSHI, P. An automatic non-invasive method for Parkinson's disease classification. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Elsevier Ireland Ltd, v. 145, p. 135–145, 2017. ISSN 18727565. Citado na página 21.
- KAMINSKI, B. *DIY Muscle Sensor / EMG Circuit for a Microcontroller*. 2011. Disponível em: <<http://www.instructables.com/id/Muscle-EMG-Sensor-for-a-Microcontroller/>>. Acesso em: 4 abril 2017. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 47.
- LACANETTE, K. A Basic Introduction to Filters - Active, Passive, and Switched-Capacitor. *National Semiconductor: Application Note*, p. 1–22, 1991. Citado 5 vezes nas páginas 8, 31, 32, 33 e 34.
- LUCA, C. J. D. S Urface E Lectromyography : D Etection and R Ecording. *DelSys Incorporated*, v. 10, n. 2, p. 1–10, 2002. Disponível em: <<http://scholar.google.com/scholar?hl=en{%&}btnG=Search{%&}q=intitle:SURFACE+ELECTROMYOGRAPHY+:+DETECTION+AND+RECOR>>. Citado 3 vezes nas páginas 20, 36 e 37.
- LUKHANINA, E.; KARABAN, I.; BEREZETSKAYA, N. Diagnosis of parkinson's disease by electrophysiological methods. In: *Diagnostics and Rehabilitation of Parkinson's Disease*. [S.l.]: InTech, 2011. Citado na página 24.
- MARINO, S. et al. Early marker for the diagnosis of parkinson's disease. In: *Diagnostics and Rehabilitation of Parkinson's Disease*. [S.l.]: InTech, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- MARSDEN, C. D. Parkinson's Disease. *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, v. 57, p. 672–681, 1994. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- MARUSIAK, J. et al. EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 5, p. 903–914, 2009. ISSN 10506411. Citado na página 37.

- MEIGAL, A. I. et al. Novel parameters of surface EMG in patients with Parkinson's disease and healthy young and old controls. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 19, n. 3, p. 206–213, 2009. ISSN 10506411. Citado 3 vezes nas páginas 14, 24 e 37.
- NELSON, J. S.; GRANDE, T. C.; WILSON, M. V. H. *Fishes of the World*. 5ª. ed. New Jersey: Jhon Wiley & Sons, 2016. 82 p. ISBN 9781118342336. Citado na página 16.
- Netter Anatomy Illustration Collection. [S.l.]: Elsevier, Inc. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 18.
- Nordic Semiconductor. *nRF24L01+: Single Chip 2.4GHz Transceiver*. 2008. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SMD/nRF24L01Plus_Preliminary_Product_Specification_v1_0.pdf>. Acesso em: 25 novembro 2017. Citado na página 42.
- Open Bionics. Disponível em: <<http://www.openbionics.com>>. Acesso em: 22 junho 2017. Citado na página 20.
- PERRY, J.; BURNFIELD, J. M. *GAIT ANALYSIS: Normal and Pathological Function*. 2ª. ed. [S.l.]: SLACK Incorporated, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 38.
- PFANN, K. D. et al. Control of movement distance in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, v. 16, n. 6, p. 1048–1065, 2001. ISSN 08853185. Citado na página 37.
- PRUTCHI, D.; NORRIS, M. *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices*. [S.l.]: Jhon Wiley & Sons, 2005. Citado na página 20.
- RISSANEN, S. et al. Analysis of surface EMG signal morphology in Parkinson's disease. *Physiological Measurement*, v. 28, n. 12, p. 1507–1521, 2007. ISSN 0967-3334. Disponível em: <<http://stacks.iop.org/0967-3334/28/i=12/a=005?key=crossref.f2ddbdc01404929905f9c951f8c79939>>. Citado 4 vezes nas páginas 21, 22, 23 e 37.
- ROBICHAUD, J. A. et al. Variability of EMG patterns: A potential neurophysiological marker of Parkinson's disease? *Clinical Neurophysiology*, International Federation of Clinical Neurophysiology, v. 120, n. 2, p. 390–397, 2009. ISSN 13882457. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2008.10.015>>. Citado na página 37.
- RUONALA, V. et al. EMG signal morphology and kinematic parameters in essential tremor and Parkinson's disease patients. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Elsevier Ltd, v. 24, n. 2, p. 300–306, 2014. ISSN 18735711. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.12.007>>. Citado 3 vezes nas páginas 14, 23 e 24.
- SENIAM. 1999. Disponível em: <<http://www.seniam.org>>. Acesso em: 29 novembro 2017. Citado 4 vezes nas páginas 8, 19, 38 e 39.
- SPOLAOR, F. et al. Surface Emg Analysis in Parkinson Disease Patients Before and After Underwater Gait Training. *Gait & Posture*, Elsevier, n. xxxx, p. 1–2, 2017. ISSN 09666362. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636217305088>>. Citado na página 37.

- Texas Instruments. *Precision Gain = 10 DIFFERENTIAL AMPLIFIER*. 2003. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina106.pdf>>. Acesso em: 4 abril 2017. Citado 2 vezes nas páginas 8 e 47.
- Texas Instruments. Choose the right A / D converter for your application Agenda. 2009. Disponível em: <<https://www.ti.com/europe/downloads/Choose%20the%20right%20data%20converter%20for%20your%20application.pdf>>. Acesso em: 20 setembro 2017. Citado 2 vezes nas páginas 10 e 35.
- Texas Instruments. *LMx24-N, LM2902-N Low-Power, Quad-Operational Amplifiers*. 2015. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/snosc16d/snosc16d.pdf>>. Acesso em: 16 dezembro 2017. Citado na página 50.
- Texas Instruments. *INA118 Precision, Low Power Instrumentation Amplifier*. 2016. Disponível em: <<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina118.pdf>>. Acesso em: 23 outubro 2017. Citado 3 vezes nas páginas 8, 39 e 40.
- Varta. *CR 2025*. 2006. Disponível em: <https://products.varta-microbattery.com/applications/mb_data/documents/data_sheets/DS6025.pdf>. Acesso em: 16 dezembro 2017. Citado na página 53.
- WE MOVE . PD WORKBOOK - The WE MOVE Clinician's guide to Parkinson's Disease: UNIFIED PD SCALE. v. 2, p. 23–30, 2006. Disponível em: <http://img.medscape.com/fullsize/701/816/58977_UPDRS.pdf>. Acesso em: 2 dezembro 2017. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 61.
- WU, C. Electric fish and the discovery of animal electricity. *Am Scientist*, n. 72, p. 598–607, 1984. Citado na página 16.

Anexos

ANEXO A – Escala UPDRS

Escala UPDRS para classificação da DP, também inclui a escala de Hoehn & Yahr.
Retirada de ([WE MOVE](#) , 2006).

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

I. Mentation, Behavior and Mood

1. Intellectual Impairment

0 = None.

- 1 = Mild. Consistent forgetfulness with partial recollection of events and no other difficulties.
- 2 = Moderate memory loss, with disorientation and moderate difficulty handling complex problems. Mild but definite impairment of function at home with need of occasional prompting.
- 3 = Severe memory loss with disorientation for time and often to place. Severe impairment in handling problems.
- 4 = Severe memory loss with orientation preserved to person only. Unable to make judgements or solve problems. Requires much help with personal care. Cannot be left alone at all.

2. Thought Disorder (Due to dementia or drug intoxication)

0 = None.

- 1 = Vivid dreaming.
- 2 = "Benign" hallucinations with insight retained.
- 3 = Occasional to frequent hallucinations or delusions; without insight; could interfere with daily activities.
- 4 = Persistent hallucinations, delusions, or florid psychosis. Not able to care for self.

3. Depression

- 1 = Periods of sadness or guilt greater than normal, never sustained for days or weeks.
- 2 = Sustained depression (1 week or more).
- 3 = Sustained depression with vegetative symptoms (insomnia, anorexia, weight loss, loss of interest).
- 4 = Sustained depression with vegetative symptoms and suicidal thoughts or intent.

4. Motivation/Initiative

0 = Normal.

- 1 = Less assertive than usual; more passive.
- 2 = Loss of initiative or disinterest in elective (nonroutine) activities.
- 3 = Loss of initiative or disinterest in day to day (routine) activities.
- 4 = Withdrawn, complete loss of motivation.

II. Activities of Daily Living (for both "on" and "off")

5. Speech

0 = Normal.

- 1 = Mildly affected. No difficulty being understood.
- 2 = Moderately affected. Sometimes asked to repeat statements.
- 3 = Severely affected. Frequently asked to repeat statements.
- 4 = Unintelligible most of the time.

6. Salivation

0 = Normal.

- 1 = Slight but definite excess of saliva in mouth; may have nighttime drooling.
- 2 = Moderately excessive saliva; may have minimal drooling.
- 3 = Marked excess of saliva with some drooling.
- 4 = Marked drooling, requires constant tissue or handkerchief.

7. Swallowing

0 = Normal.

- 1 = Rare choking.
- 2 = Occasional choking.
- 3 = Requires soft food.
- 4 = Requires NG tube or gastrostomy feeding.

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

8. Handwriting

- 0 = Normal.
- 1 = Slightly slow or small.
- 2 = Moderately slow or small; all words are legible.
- 3 = Severely affected; not all words are legible.
- 4 = The majority of words are not legible.

9. Cutting Food and Handling Utensils

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow and clumsy, but no help needed.
- 2 = Can cut most foods, although clumsy and slow; some help needed.
- 3 = Food must be cut by someone, but can still feed slowly.
- 4 = Needs to be fed.

10. Dressing

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow, but no help needed.
- 2 = Occasional assistance with buttoning, getting arms in sleeves.
- 3 = Considerable help required, but can do some things alone.
- 4 = Helpless.

11. Hygiene

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow, but no help needed.
- 2 = Needs help to shower or bathe; or very slow in hygienic care.
- 3 = Requires assistance for washing, brushing teeth, combing hair, going to bathroom.
- 4 = Foley catheter or other mechanical aids.

12. Turning in Bed and Adjusting Bed Clothes

- 0 = Normal.
- 1 = Somewhat slow and clumsy, but no help needed.
- 2 = Can turn alone or adjust sheets, but with great difficulty.
- 3 = Can initiate, but not turn or adjust sheets alone.
- 4 = Helpless.

13. Falling (Unrelated to Freezing)

- 0 = None.
- 1 = Rare falling.
- 2 = Occasionally falls, less than once per day.
- 3 = Falls an average of once daily.
- 4 = Falls more than once daily.

14. Freezing when Walking

- 0 = None.
- 1 = Rare freezing when walking; may have start hesitation.
- 2 = Occasional freezing when walking.
- 3 = Frequent freezing. Occasionally falls from freezing.
- 4 = Frequent falls from freezing.

15. Walking

- 0 = Normal.
- 1 = Mild difficulty. May not swing arms or may tend to drag leg.
- 2 = Moderate difficulty, but requires little or no assistance.
- 3 = Severe disturbance of walking, requiring assistance.
- 4 = Cannot walk at all, even with assistance.

16. Tremor (Symptomatic complaint of tremor in any part of body.)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight and infrequently present.
- 2 = Moderate; bothersome to patient.
- 3 = Severe; interferes with many activities.
- 4 = Marked; interferes with most activities.

17. Sensory Complaints Related to Parkinsonism

- 0 = None.
- 1 = Occasionally has numbness, tingling, or mild aching.
- 2 = Frequently has numbness, tingling, or aching; not distressing.
- 3 = Frequent painful sensations.
- 4 = Excruciating pain.

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

III. Motor Examination

18. Speech

- 0 = Normal.
- 1 = Slight loss of expression, diction and/or volume.
- 2 = Monotone, slurred but understandable; moderately impaired.
- 3 = Marked impairment, difficult to understand.
- 4 = Unintelligible.

19. Facial Expression

- 0 = Normal.
- 1 = Minimal hypomimia, could be normal "Poker Face."
- 2 = Slight but definitely abnormal diminution of facial expression
- 3 = Moderate hypomimia; lips parted some of the time.
- 4 = Masked or fixed facies with severe or complete loss of facial expression; lips parted $\frac{1}{4}$ inch or more.

20. Tremor at Rest (head, upper and lower extremities)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight and infrequently present.
- 2 = Mild in amplitude and persistent. Or moderate in amplitude, but only intermittently present.
- 3 = Moderate in amplitude and present most of the time.
- 4 = Marked in amplitude and present most of the time.

21. Action or Postural Tremor of Hands

- 0 = Absent.
- 1 = Slight; present with action.
- 2 = Moderate in amplitude, present with action.
- 3 = Moderate in amplitude with posture holding as well as action.
- 4 = Marked in amplitude; interferes with feeding.

22. Rigidity (Judged on passive movement of major joints with patient relaxed in sitting position. Cogwheeling to be ignored.)

- 0 = Absent.
- 1 = Slight or detectable only when activated by mirror or other movements.
- 2 = Mild to moderate.
- 3 = Marked, but full range of motion easily achieved.
- 4 = Severe, range of motion achieved with difficulty.

23. Finger Taps (Patient taps thumb with index finger in rapid succession.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

24. Hand Movements (Patient opens and closes hands in rapid succession.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

25. Rapid Alternating Movements of Hands

(Pronation-supination movements of hands, vertically and horizontally, with as large an amplitude as possible, both hands simultaneously.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

26. Leg Agility (Patient taps heel on the ground in rapid succession picking up entire leg. Amplitude should be at least 3 inches.)

- 0 = Normal.
- 1 = Mild slowing and/or reduction in amplitude.
- 2 = Moderately impaired. Definite and early fatiguing. May have occasional arrests in movement.
- 3 = Severely impaired. Frequent hesitation in initiating movements or arrests in ongoing movement.
- 4 = Can barely perform the task.

27. Arising from Chair (Patient attempts to rise from a straightbacked chair, with arms folded across chest.)

- 0 = Normal.
- 1 = Slow; or may need more than one attempt.
- 2 = Pushes self up from arms of seat.
- 3 = Tends to fall back and may have to try more than one time, but can get up without help.
- 4 = Unable to arise without help.

28. Posture

- 0 = Normal erect.
- 1 = Not quite erect, slightly stooped posture; could be normal for older person.
- 2 = Moderately stooped posture, definitely abnormal; can be slightly leaning to one side.
- 3 = Severely stooped posture with kyphosis; can be moderately leaning to one side.
- 4 = Marked flexion with extreme abnormality of posture.

29. Gait

- 0 = Normal.
- 1 = Walks slowly, may shuffle with short steps, but no festination (hastening steps) or propulsion.
- 2 = Walks with difficulty, but requires little or no assistance; may have some festination, short steps, or propulsion.
- 3 = Severe disturbance of gait, requiring assistance.
- 4 = Cannot walk at all, even with assistance.

30. Postural Stability (Response to sudden, strong posterior displacement produced by pull on shoulders while patient erect with eyes open and feet slightly apart. Patient is prepared.)

- 0 = Normal.
- 1 = Retropulsion, but recovers unaided.
- 2 = Absence of postural response; would fall if not caught by examiner.
- 3 = Very unstable, tends to lose balance spontaneously.
- 4 = Unable to stand without assistance.

31. Body Bradykinesia and Hypokinesia (Combining slowness, hesitancy, decreased arm swing, small amplitude, and poverty of movement in general.)

- 0 = None.
- 1 = Minimal slowness, giving movement a deliberate character; could be normal for some persons. Possibly reduced amplitude.
- 2 = Mild degree of slowness and poverty of movement which is definitely abnormal. Alternatively, some reduced amplitude.
- 3 = Moderate slowness, poverty or small amplitude of movement.
- 4 = Marked slowness, poverty or small amplitude of movement.

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

IV. Complications of Therapy

(In the past week)

A. Dyskinesias

32. Duration: What proportion of the waking day are dyskinesias present? (Historical information.)

- 0 = None
- 1 = 1–25% of day.
- 2 = 26–50% of day.
- 3 = 51–75% of day.
- 4 = 76–100% of day.

33. Disability: How disabling are the dyskinesias? (Historical information; may be modified by office examination.)

- 0 = Not disabling.
- 1 = Mildly disabling.
- 2 = Moderately disabling.
- 3 = Severely disabling.
- 4 = Completely disabled.

34. Painful Dyskinesias: How painful are the dyskinesias?

- 0 = No painful dyskinesias.
- 1 = Slight.
- 2 = Moderate.
- 3 = Severe.
- 4 = Marked.

35. Presence of Early Morning Dystonia (Historical information.)

- 0 = No
- 1 = Yes

B. Clinical Fluctuations

36. Are “off” periods predictable?

- 0 = No
- 1 = Yes

37. Are “off” periods unpredictable?

- 0 = No
- 1 = Yes

38. Do “off” periods come on suddenly, within a few seconds?

- 0 = No
- 1 = Yes

39. What proportion of the waking day is the patient “off” on average?

- 0 = None
- 1 = 1–25% of day.
- 2 = 26–50% of day.
- 3 = 51–75% of day.
- 4 = 76–100% of day.

C. Other Complications

40. Does the patient have anorexia, nausea, or vomiting?

- 0 = No
- 1 = Yes

41. Any sleep disturbances, such as insomnia or hypersomnolence?

- 0 = No
- 1 = Yes

42. Does the patient have symptomatic orthostasis? (Record the patient's blood pressure, height and weight on the scoring form)

- 0 = No
- 1 = Yes

Unified Parkinson's Disease Rating Scale

V. Modified Hoehn and Yahr Staging

STAGE 0 = No signs of disease.

STAGE 1 = Unilateral disease.

STAGE 1.5 = Unilateral plus axial involvement.

STAGE 2 = Bilateral disease, without impairment of balance.

STAGE 2.5 = Mild bilateral disease, with recovery on pull test.

STAGE 3 = Mild to moderate bilateral disease; some postural instability; physically independent.

STAGE 4 = Severe disability; still able to walk or stand unassisted.

STAGE 5 = Wheelchair bound or bedridden unless aided.

VI. Schwab and England Activities of Daily Living Scale

100% = Completely independent. Able to do all chores without slowness, difficulty or impairment. Essentially normal. Unaware of any difficulty.

90% = Completely independent. Able to do all chores with some degree of slowness, difficulty and impairment. Might take twice as long. Beginning to be aware of difficulty.

80% = Completely independent in most chores. Takes twice as long. Conscious of difficulty and slowness.

70% = Not completely independent. More difficulty with some chores. Three to four times as long in some. Must spend a large part of the day with chores.

60% = Some dependency. Can do most chores, but exceedingly slowly and with much effort. Errors; some impossible.

50% = More dependent. Help with half, slower, etc. Difficulty with everything.

40% = Very dependent. Can assist with all chores, but few alone.

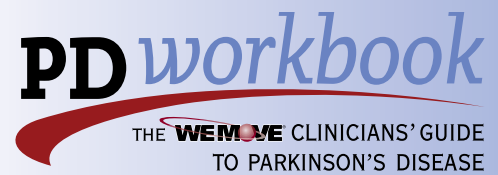
30% = With effort, now and then does a few chores alone or begins alone. Much help needed.

20% = Nothing alone. Can be a slight help with some chores. Severe invalid.

10% = Totally dependent, helpless. Complete invalid.

0% = Vegetative functions such as swallowing, bladder and bowel functions are not functioning. Bedridden.

Unified Parkinson's Disease Data Form



Name _____ Unit Number _____

Date																	
DOPA mg/day	hrs DOPA lasts																
		ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF
1. Mentation																	
2. Thought Disorder																	
3. Depression																	
4. Motivation/Initiative																	
Subtotal 1–4 (maximum = 16)																	
5. Speech																	
6. Salivation																	
7. Swallowing																	
8. Handwriting																	
9. Cutting food																	
10. Dressing																	
11. Hygiene																	
12. Turning in bed																	
13. Falling																	
14. Freezing																	
15. Walking																	
16. Tremor																	
17. Sensory symptoms																	
Subtotal 5 – 17 (maximum = 52)																	
18 Speech																	
19. Facial expression																	
20. Tremor at rest: face,lips,chin																	
Hands: right																	
left																	
Feet: right																	
left																	
21. Action tremor: right																	
left																	
22. Rigidity: neck																	
Upper extremity: right																	
left																	
Lower extremity: right																	
left																	

Unified Parkinson's Disease Data Form

Date																
	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF	ON	OFF
23. Finger taps: right																
left																
24. Hand grips: right																
left																
25. Hand pronate/supinate: right																
left																
26. Leg agility: right																
left																
27. Arise from chair																
28. Posture																
29. Gait																
30. Postural stability																
31. Body bradykinesia																
Sub-total:18–31 (maximum=108)																
Total points: 1–31 (max=176)																
32. Dyskinesia (duration)																
33. Dyskinesia (disability)																
34. Dyskinesia (pain)																
35. Early morning dystonia																
36. "Offs" (predictable)																
37. "Offs" (unpredictable)																
38. "Offs" (sudden)																
39. "Offs" (duration)																
40. Anorexia, nausea, vomiting																
41. Sleep disturbance																
42. Symptomatic orthostasis																
Blood Pressure: seated																
supine																
standing																
Weight																
Pulse: seated																
standing																
Name of Examiner																
	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST	BEST	WORST
Hoehn & Yahr Stage																
% ADL Score (PD)																
% ADL (with dyskinesia)																

Fahn S, Elton R, Members of the UPDRS Development Committee. In: Fahn S, Marsden CD, Calne DB, Goldstein M, eds. Recent Developments in Parkinson's Disease, Vol 2. Florham Park, NJ. Macmillan Health Care Information 1987, pp 153-163, 293-304